

Aus der Klinik und Poliklinik
für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Universität Marburg
Kommissarischer Leiter: Prof. Dr. med. et Dr. med. dent. H.-J. Hering

**Vergleichende Untersuchungen über die
Formbeständigkeit und die Bruchfestigkeit
von Prothesenbasen aus Palapreß und Paladon
bei intermittierender Druckbelastung**

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde
des Fachbereichs Humanmedizin
der
Philipps-Universität Marburg/Lahn

vorgelegt von

Volker Stölzner

aus Altenburg/Thüringen

Marburg/Lahn 1973

Aus der Klinik und Poliklinik
für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Universität Marburg
Kommissarischer Leiter: Prof. Dr. med. et Dr. med. dent. H.-J. Hering

**Vergleichende Untersuchungen über die
Formbeständigkeit und die Bruchfestigkeit
von Prothesenbasen aus Palapreß und Paladon
bei intermittierender Druckbelastung**

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde
des Fachbereichs Humanmedizin
der
Philipps-Universität Marburg/Lahn

vorgelegt von

Volker Stölzner
aus Altenburg/Thüringen

Marburg/Lahn 1973

Fotodruck: Erich Mauersberger, Marburg



Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin der
Philipps-Universität Marburg am 18. 9. 1973

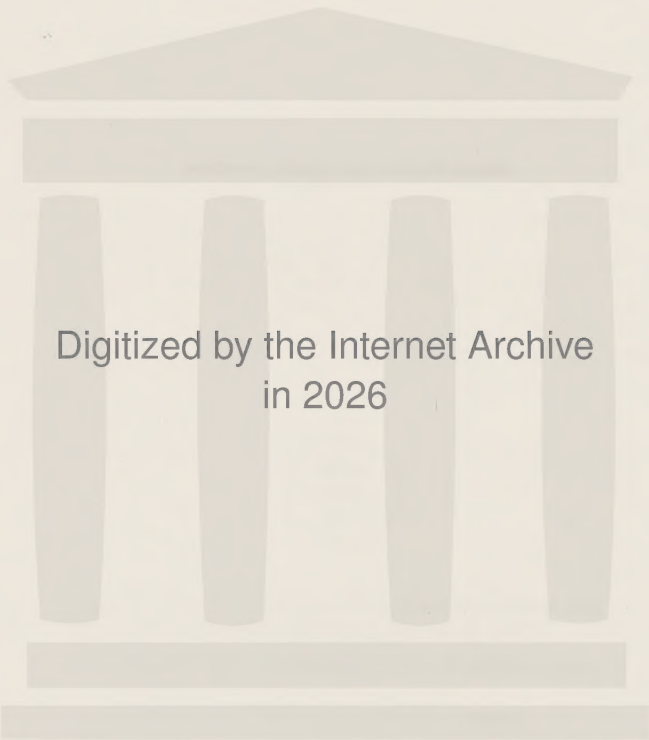
gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches

Dekan: Prof. Dr.med. H. Oepen

Referent: Prof. Dr.med.dent. G. Janke

Correferent: Prof. Dr.med.dent. H. Schnell

Meinen Eltern in Dankbarkeit gewidmet.



Digitized by the Internet Archive
in 2026

INHALTSVERZEICHNIS

I.	Einleitung	1
II.	Kauzentrum, Kaukraft	2
III.	Verwendete Materialien	6
a)	Untersuchte Produkte: Heißpolymerisat Paladon	7
	Kaltpolymerisat Palapreß	7
b)	Herstellung der Kunststoffkörper	7
c)	Verarbeitung der Kunststoffe	10
IV.	Herstellung der elastischen Auflage für die Prüfkörper	14
a)	Beziehung von Kaukraft zur Schleimhautresilienz unter Prothesen	14
b)	Modellherstellung mit elastischer Auflage	17
V.	Eigene Untersuchungen	
	Versuchsanordnung	18
VI.	Meßmethodik	22
a)	Vertikalmessung	23
b)	Horizontalmessung	23
VII.	Ergebnisse	25
a)	Tabellen	
b)	Graphische Darstellungen	64
VIII.	Diskussion	68
IX.	Zusammenfassung	78
X.	Literaturverzeichnis	80

I. Einleitung

Kunststoffe, die in der zahnärztlichen Praxis Verwendung finden und die über Jahre hinaus in die Mundhöhle eingebracht werden, unterliegen dort sowohl chemisch als auch physikalisch den verschiedensten Beanspruchungen, die, wenn überhaupt, nur schwer wiedergegeben werden können, da, je komplizierter die Versuchsdurchführung wäre, umso mehr Fehlerquellen auftreten würden.

Untersucht wurden die Kunststoffe immer wieder von vielen Autoren auf Härte, Ritzhärte, Schlagfestigkeit, Zugfestigkeit, Biegefestigkeit oder Dauerbiegefestigkeit. Auch JANKE führt, wenn er von den Forderungen spricht, die man an die zahnärztlichen Kunststoffe stellen sollte, neben der Homogenität, der Farbe und Farbbeständigkeit, der Gewebefreudigkeit, der Formtreue und Formbeständigkeit, als wichtigen Faktor die Dauerfestigkeit bzw. Bruchfestigkeit an.

Unter Bruchfestigkeit versteht man alle die Eigenschaften eines Stoffes, die einem Bruch entgegenwirken und die ausschließlich von dem Verhältnis der Einzelmoleküle zueinander abhängig sind.

Die Prüfung auf Dauerfestigkeit bzw. Dauerbiegefestigkeit ist eigentlich unter den oben genannten die Prüfung, die uns von den mechanischen Werten am meisten interessiert, da diese Prüfung den Mundverhältnissen am nächsten kommt. Dies, da bei der Belastung im Munde die Prothesen nicht einer Dauerbelastung ausgesetzt sind, sondern einer Dauerbiegebelastung. Die Prothesen werden bei jedem Kauvorgang belastet und in den Zwischenphasen entlastet. Solche Versuche wurden von FALCK, UHLIG, HENKEL, STRACK und anderen durchgeführt. Ihre Versuchsergebnisse zeigen, daß die ge-

ringe Dauerfestigkeit unserer Kunststoffe schuld an den Zeitbrüchen ist. Die Versuche wurden oft so durchgeführt, daß sie einer Dauerbiegebeanspruchung beim Kauakt nahekamen, wobei die Prüfkörper ständig mit einer bestimmten Last be- und entlastet wurden.

Die Biegefestigkeit wurde durch verschiedene Methoden also immer wieder getestet. Am häufigsten verwandte man das Dynstatgerät, bei dem der Versuchskörper einer Normvorschrift -DIN 53452 für Dynstatproben die Maße $15(\pm 1,0)$ mm x $10(\pm 0,5)$ mm x $1,5 - 4,5(\pm 0,1)$ mm unterliegt. In Amerika verwendet man auch die amerikanische Specification No. 12, für die ein Gerät verwendet wird, das eine Spezialkonstruktion des Washingtoner Bureau of Standards ist. Auch SCHWICKERSTH entwickelte für seine Versuche eine Maschine, die auch von anderen Autoren angewandt wurde.

Eigene Versuchsmethodik

In unserem Fall wurden zur Prüfung der Biegefestigkeit bis zum Bruch bzw. der Bruchfestigkeit und der Formbeständigkeit Prothesenbasen verwendet, die im Kauzentrum der Zahneinheiten 5 und 6 intermittierend belastet wurden.

II. Kauzentrum; Kaukraft

"Als Kauzentrum einer Prothese betrachtet man den Ort, der größten Kaukraftentfaltung zwischen den Antagonisten, an welchem die Prothese ohne Gefährdung ihrer Stabilität optimal belastet werden kann. Bei der Totalprothese liegt das Kauzentrum in der Gegend des zweiten Prämolaren und des ersten Molaren." (KÖRBER).

Auch GERBER erwähnt diese Gegend und bezeichnet sie als "stabile Zone".

Mit Messungen und Berechnungen von Kräften während des Kauaktes haben sich bereits mehrere Autoren befaßt. Die Angaben der Autoren, die sich mit dem Fragenkomplex "Kaukraft" beschäftigen, schwanken zwischen 400 und wenigen Kilopond. UHLIG, der von dem Weichgewebetegument der Gingiva als ein Maschinenwerk organischer Substanz spricht, erklärt, daß bei gingival gelagerten Prothesen, durch die Sensibilität und

das Tastgefühl der Schleimhaut, beeinflußt von der druckauslösenden Fläche der Prothese die Kaukraft bestimmt ist. Das Prothesenlager erträgt immer nur den Druck, der die Schmerzschwelle des Gewebes bei Bewußtsein nicht überschreitet. So lassen sich bei Uhligs Arbeiten und denen anderer Autoren bei totalen Prothesen zumeist nur Kieferschlußkräfte messen, die durchschnittlich unter 3 bis 4 kg/cm² liegen. Diese Werte stimmen aber nicht mit allen bisher unternommenen Versuchsergebnissen überein. So stellte UHLIG eine Übersicht zusammen in der die wirklich gemessenen Werte zwischen 30 bis 350 kg angegeben werden und die berechneten Werte mit 210 bis 500 kg. Diese großen Steuungen fallen, vergleicht man die bisher unternommenen Untersuchungen, immer wieder auf.

MARTINKO stellt, auf Grund anatomischer Messungen von SCHUMACHER, für die Kräfte der Kaumuskulatur 200 kp fest. Er summiert dabei die Kontraktionskräfte der einzelnen Kaumuskeln. SCHUMACHER dagegen berechnet die Kraftentfaltung der Kaubewegung beim Kauakt die in verschiedenste Richtung angewandt wird: für die Adduktion 156 kp, für die Retraktion 22 kp, die Protraktion 50 kp und für die Lateration 42 kp. Diese Kräfte wurden berechnet, aber nicht gemessen.

UHLIG schlägt in seiner Arbeit "Über die Kaukraft" eine Begriffsbestimmung vor, die besagt, daß die absolute Kaukraft, das ist die potentielle Energie der Kaumuskulatur, von der relativen Kaukraft, der meßbaren, wirklich geäußerten Kraft, zu trennen ist.

WUSTROW dagegen schlug bereits vor ca. 40 Jahren vor, die Kaukraft in eine theoretisch mögliche Kraft, eine praktische Kraft und eine physiologisch notwendige Kraft einzuteilen, wobei die praktisch mögliche Kraft - UHLIG fand Maximalwerte zwischen antagonistischen Zahnpaaren von 9,06 kg - 25,36 kg -

geringer ist als die theoretisch mögliche Kraft (errechnet aus den physiologischen Muskelquerschnitten - SCHUMACHER 200 kg; FICK 400 kg; GYSI 210 kg), da die Sensibilität des Peridontiums oder des Zahnfleisches reflektorisch die theoretisch mögliche Kraft der Kaumuskulatur bremst. Da es außerdem während der Zerkleinerung zur Einspeichelung der Nahrung kommt, verbleibt also zur Nahrungsaufnahme nur noch die physiologisch notwendige Kraft. Ihre Definition nach WUSTROW ist: "Sie ist eine Kraft, die notwendig ist, um gewöhnliche Nahrungsmittel zu zerkleinern, wobei auf das Periodontium usw. keine Rücksicht genommen werden muß."

Meßergebnisse über physiologisch notwendige Kräfte sind bisher nur in geringem Umfang veröffentlicht worden. Die Werte solcher Messungen von KANTROWICZ, SCHRÖDER, HOFMANN, BECK u. a. schwanken außerordentlich. So gibt HOFMANN bei seinen Testnahrungsmitteln Werte zwischen 7,2 und 8,0 kg an (gekochtes Fleisch 34 - 76 kg; Brotrinde 55 - 80 kg; Äpfel Möhren 7,2 kg), während BECK und andere Autoren Werte zwischen 1,2 - 5,0 kg in ihren Versuchsreihen an Brot angeben.

Bei E. KÖRBER finden wir die Angaben über die maximale Belastung bei der Zerkleinerung von Testnahrungsmitteln folgende Werte:

Speckschinken $13,2 \text{ kp/cm}^2$, Zwieback $12,8 \text{ kp/cm}^2$, Brot $14,0 \text{ kp/cm}^2$, Nüsse $15,2 \text{ kp/cm}^2$.

Unter seinen Versuchspersonen tritt eine so erhebliche Variabilität auf, daß die eine durchschnittlich mit 2 kp/cm^2 Kraftaufwand und eine andere mit einem Kraftaufwand von 8 kp/cm^2 kaut.

Nach E. KÖRBER können theoretisch betrachtet, bei der Nahrungsverarbeitung Einzelkräfte auftreten, die die Größe der

maximalen, praktisch meßbaren Kaukraft erreichen.

EICHNER spricht bei seinen Untersuchungen von der durchschnittlichen Kaukraft von 2 und 4 kp/cm² während der Aufnahme von Nahrung (Zwieback 1,685 kp, Vollkornbrot 2,268 kp) und erwähnt, daß mit 18,4 kp die maximale Kaukraft, gemessen in einem Gebiß mit vollständigen Zahnreihen beim Kauen von Vollkornbrot weit über dem sonst gemessenen Maximalwert lag. Er gibt weiter an, wie es auch ANDERSON tat, daß die Maximalwerte die 10 kp nur selten übersteigen.

UHLIG bemerkt zu den Messungen, wie schon oben erwähnt, daß es sich bei den Angaben in der Regel im einmalig aufgewendete Kieferschlußkräfte handelt.

Kaukraftmessungen während vollständiger Kauvorgänge wurden erstmals um die fünfziger Jahre von BRDEVOLD, CURBY, MANLY, JURKSTAS und HOWELL an Prothesenträgern mit Hilfe von Dehnungsmeßstreifen durchgeführt. Bei den Ergebnissen von ANDERSON, der die Versuche jedoch an vollständigen natürlichen Zahnreihen vornahm, lagen die normal Werte bei ca. 10 kg. In Deutschland haben VAN THIEL, EICHNER, KÖRBER, u.a. Untersuchungen von Kaukraftmessungen durchgeführt.

während EICHNER, ANDERSON und KÖRBER, vollständigen Zahnreihen ausgehen, schreibt SCHNELL, ausgehend von seinen Untersuchungen über die Belastbarkeit verschiedener Zonen des Prothesenfundamentes des Oberkiefers, daß der Träger einer totalen Oberkieferprothese seinen Zahnersatz während der Mastikation unter günstigen Bedingungen mit 7,3 bis 8,2 kg belasten kann.

bei letzteren Untersuchungsergebnissen, war es interessant zu erfahren, in wie weit die heutigen Kunststoffe (Kalt- und Warm-Polymerisate), die in der Praxis am häufigsten ver-

arbeitet werden, den Belastungen die über 6 kg liegen standhalten, und in wie weit sie sich unter dieser Last verformen.

III, Verwendete Materialien

Die Aufgabe dieser Arbeit besteht darin, einen Vergleich anzustellen zwischen der Bruchfestigkeit von Kunststoffkörpern, die nach den in der Praxis üblichen Verfahren hergestellt werden.

Die zahnärztlichen Akrylat-Kunststoffe werden seit Jahren als Warm-Polymerisate in der Prothetik und Kieferorthopädie gebraucht. Neben diesen setzen sich heute auch die Kalt-Polymerisate, die schon seit langem in der konservierenden Zahnheilkunde eine wichtige Stelle eingenommen haben, in der Prothetik und Kieferorthopädie durch und dort nicht nur zu Ergänzungs- und Reparaturzwecken, sondern bereits in der Herstellung von Teilprothesen und Totalprothesen.

Von Interesse ist nun, im Hinblick auf die Dauerbeanspruchung in der Mundhöhle neben dem Verhalten gegenüber dem Speichelfluss und der Einwirkung der Körpertemperatur vor allem die mechanische Widerstandskraft der Warm- und Kalt-Polymerisate bei Dauerbelastung.

untersuchte Produkte

Zur Untersuchung gelangten die am häufigsten in der Zahn-, Mund- und Kieferklinik der Universität Marburg verwendeten Kunststoffe Paladon und Palapress, die freundlicherweise von der Firma Kulzer & Co., Bad Homburg zur Verfügung gestellt wurden.

Warm-Polymerisat:

Paladon 65: Kulzer & Co GmbH, 638 Bad Homburg v.d.H.

Kalt-Polymerisat:

Palapress: Kulzer & Co GmbH, 638 Bad Homburg v.d. H.

Herstellung der kunststoffkörper

Modellherstellung

Die Prüfkörper wurden mit Hilfe eines Messingmodells (JANKE), das in seiner Form einer zahnlosen, stilisierten, totalen Oberkieferprothese entspricht, aus Kunststoff hergestellt.

Im gingivalen und incisalen als auch im okklusalen Bereich des Alveolarkamms und der Umschlagsfalte (gingival) zeigt das Messingmodell (Abb. 1) jeweils eine Meßrinne, die für die horizontalen Kontrollmessungen dienen. Die Ober- und Unterflächen der Prüfkörper verlaufen planparallel. Sie sind außerdem Bezugsflächen für die vertikalen Kontrollmessungen.



Abb. 1 Messingmodell von JANKE

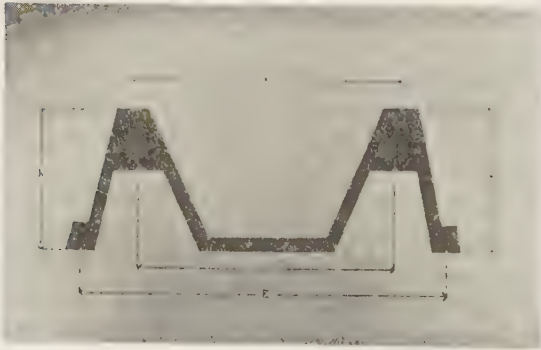


Abb. 2 Skizze mit transversalen Meßbereichen

Die horizontalen Abstände und vertikalen Höhen von diesem Modell, die in der Arbeit mit den Maßen der Prüfkörper verglichen werden, sind in der schematischen Darstellung, Abb. 2, eingezeichnet. Die verschiedenen Höhen sind mit h_1 , h_2 , h_3 ,

und die horizontalen Abstände mit x , y , z und q benannt.

Von dem genannten Messingmodell wurden Modelle durch Ausgießen der Unterfläche mit Hartgips der Firma Bayer (Einrüttelverfahren) hergestellt. Um eventuellen Schwankungen in der Höhe des Materials auszuweichen, wurden sie alle im selben Wasser- Pulververhältnis: 33 ccm Wasser zu 100 gr Pulver hergestellt. Hierbei wurden die Messingmodelle zwar in wasser getaucht, aber nicht isoliert. Entfernt wurden sie vom Gipsmodell, nach Einhaltung einer jeweils gleichbleibenden Zeit, unter Zuhilfenahme von drei Schrauben, mit denen sie vorsichtig von den Gipsmodellen abgehoben wurden. (Abb. 3)

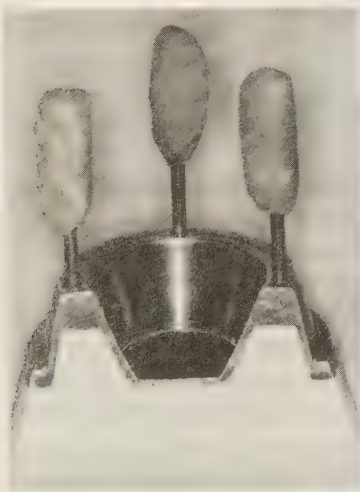


Abb. 3

Auf Gipsmodell aufsitzender Messingkörper mit den Schrauben die dazu dienen den Messingkörper vom Gips abzuheben.

Um dem, während des späteren Pressens angewandten und in der ersten Erhitzungsphase durch thermische Expansion des Kunststoffes, entsprechenden Drucks, der Deformierungen auftreten lassen könnte, entgegen zu wirken, wurden die Mo-

delle mit aufgesetzten Messingmodell in einem Gemisch von Hartgips und Alabastergips im Verhältnis 1:1 (JANKE, SCHMITT) (AST) in den unteren Kuvettenteil eingebettet.

Nach der Isolierung, die mit Stellan (de Trey) erfolgte, wurde der Gegenguß mit seinem Alabastergips angefertigt. Nach späterem Entfernen des Messingmodells erhielten wir eine reproduzierbare Hohlform (Abb. 4).

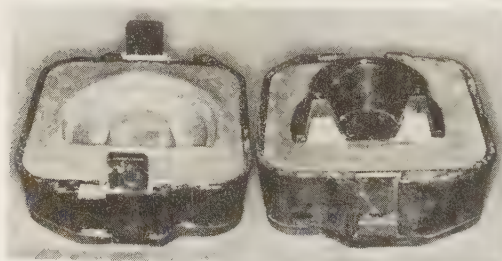


Abb. 4 Kuvette mit Messingkörper

Verarbeitung der Kunststoffe

Für die Funktionstüchtigkeit einer zahnärztlichen Prothese ist ihre gemacht Paßform von entscheidender Wichtigkeit. Trotz sorgfältiger Arbeit erlebt man aber in der täglichen Praxis immer wieder, daß die Kunststoffprothesen weder am Patienten, noch im Labor richtig passen, Druckstellen zeigen oder den gewünschten Saugeffekt vermissen lassen. Hinzu kommen noch die unerwünschten Bißerhöhungen.

ANDERES schreibt dazu, daß jede Kunststoffprothese "frisch ausgebettet schon nicht mehr paßt und bei weitem nicht mehr ein getreues Negativ des Abdrucks ist". DOLDER und APPENZELLER u.a. vertraten vor Jahren schon die Meinung, daß sich sämtliche Kunststoffprothesen mit der Zeit verformen.

Trotz verbesserter Verarbeitungsverfahren haben wir aber auch heute noch mit mehr oder weniger großen Unzulänglichkeiten dentaler Kunststoffe und ihrer Verarbeitung zu kämpfen. Nach JANKE sind es "in erster Linie Verwerfungen der Prothesenbasen durch ungleichmäßige Schrumpfungen ausgelöst, die zu Formungenauigkeiten der Prothesenbasis führen". Er gibt dafür folgende Ursachen an:

1. Abkühlungsmodus
2. Polymerisationsart
3. Pressdruck
4. Wassereinfluß während der Polymerisation
5. Ausarbeitung

In Anbetracht des Bestehens einer großen Anzahl von Publikationen, welche über die oben genannten Ursachen Kenntnisse vermitteln (JANKE, BUDZINSKI, UHLIG, BAUER, MAYER u.a.) kann im folgenden auf längere theoretische Exkursionen verzichtet werden. Aus der folgenden Beschreibung über die Verarbeitung der Kunststoffe und Herstellung der Modelle geht hervor, daß die genannten Punkte nicht außer Acht gelassen wurden.

Sämtliche Versuchskörper- Prothesen- wurden unter gleichen Bedingungen angefertigt.

Die Verarbeitung des Paladon und des Palapress erfolgte nach den vom Hersteller angegebenen Richtlinien.

Warm-Polymerisat

Beim Paladon 65 einem Heißpolymerisat betrug das Mischungsverhältnis Pulver - Flüssigkeit 3:1, d.h. drei Gewichtsteile Pulver zu einem Gewichtsteil Flüssigkeit. Nach der vorgeschriebenen Anquellzeit von 10 - 15 Minuten (sie ist abhängig von der Raumtemperatur), und nach der Isolierung der Küvetten mit Stellan, wird der Kunststoffteig in die hergestellte Hohlform in die Küvette mit geringem Überschuß eingebracht. Die Küvette wird unter der Presse langsam in Intervallen geschlossen und über 10 Minuten einem Pressdruck von 2 atü ausgesetzt. Im Langzeitpolymerisationsverfahren wird die Küvette im Wasserbad langsam auf 70° C erhitzt und sieben Stunden lang diese Temperatur eingehalten. Danach wird die Temperatur auf 100° C gebracht und der Kunststoff drei Stunden lang bei dieser Temperatur polymerisiert. Die anschließende allmähliche Abkühlung erfolgt im Polymerisationswasser.

Kalt-polymerisat

Beim Kaltpolymerisat Palapress, einem sogenannten Autopolymerisat wurde ebenso wie beim Paladon die Verarbeitungsanleitung genau befolgt. Denn bereits die vor Jahren von CH. FISCHER und R. ISENBARTH durchgeführten Strukturuntersuchungen an Hand von Dünnschliffen zeigten, daß das Mischungsverhältnis von Pulver zu Flüssigkeit für das fertige Polymerisat von größter Bedeutung ist und daß der Druck während der Polymerisation die Dichte des Polymerisats bestimmt.

Nach einem Bericht von SCHOONOVER wurde ebenfalls auf Grund der Untersuchungen des Bureau of Standards (USA) festgestellt, daß geringe Schrumpfungen bei einem Mischungsverhältnis: viel Flüssigkeit, wenig Pulver, eintreten als bei einem dickerem Mischungsverhältnis: wenig Flüssigkeit.

Um hier grobe Abweichungen zu vermeiden, erfolgte das Anteigen, also für jedes Modell nach dem Mischungsverhältnis 10:5, d.h. 10 Gewichtsteile Pulver zu 5 Gewichtsteilen Flüssigkeit. Bevor der Teig, der sorgfältig 1/2 Minute durchgespatelt wurde und 4 - 5 Minuten quellen mußte, zubereitet wurde, wurden die Kuvettenteile ca. 5 Minuten gewässert, mit dem von Kulzer vorgeschriebenen Isolierungsmittel bearbeitet und anschließend zur Neutralisierung des Isolierungsmittels mit der vorgeschriebenen Palpress- Aktivator- Flüssigkeit bestrichen. Die vom Aktivator noch feuchten Kuvetten, es sollen nicht mehr als 20 Minuten verstreichen, wurden dann mit dem Palapress- Teig gestopft.

Die verschlossene Kuvette wurde zum Polymerisieren 20 Minuten einem Preßdruck von 2 atü ausgesetzt.

Nach erfolgter Abkühlung der Kuvetten und der Ausbettung der Prüfkörper aus Paladon und Palapress wurden lediglich die Pressfahnen mechanisch entfernt. Die Oberflächenbearbeitung der Prothese wurde nicht durchgeführt, um keine weiteren inneren Spannungen hervorzurufen.

Denn so wie andere Autoren beobachteten auch CORNELIUS im Zusammenhang mit seinen Untersuchungen, über den Einfluß des Poliervorgangs auf die Formbeständigkeit, nach dem Polieren bei allen Prüfkörpern eine Deformierung.

In unserer Arbeit wurde also lediglich eine Nachglättung mit feinem Schmirgelpapier durchgeführt. Dies war erforder-

lich um jegliche Ungenauigkeiten, die durch abgerundete Kanten, durch Luftbläschen bedingte Erhebungen, kleine Kerben usw. entstanden, auszuschalten.

" Die Oberflächenbearbeitung der Prothese ist ein mit Substanzverlust und Erwärmung jeweils umschriebener Bezirke einhergehender Arbeitsgang und stellt somit einen Eingriff in das mehr oder weniger im inneren latenten Ruhespannungen ausgesetzten Kunststoffgefüge dar" (CORNELIUS). AST hat an Kunststoffprüfkörpern, die in verschiedenen Verarbeitungs- und Polymerisationsverfahren hergestellt worden sind, Deformationen beschrieben und geäußert, daß diese trotz sauberster Arbeit und Vermeidung jeder stärkeren Hitzeentwicklung nicht vermieden werden könnten. Für die Untersuchungen wurden 90 Kunststoffprüfkörper, 45 aus Paladon und 45 aus Palapress hergestellt. Diese wurden nach Fertigstellung, nach einem Vorschlag von JANKE auf einem elastischen Polster, das als Mundschleimhautersatz gedacht sein sollte, einer intermittierenden Druckbelastung bis zum Bruch des Materials ausgesetzt.

IV. Herstellung der elastischen Auflage

1910 wurde der Begriff der sogenannten Resilienz von den Brüdern GREEN geprägt und man verstand unter ihm die Nachgiebigkeit der Gewebe (Schleimhaut, Knorpel, Knochen usw.). Messungsergebnisse über den Zusammenhang Kaukraft und Schleimhautresilienz lagen aber, obwohl es sich hier um eine wichtige Frage der zahärztlichen Prothetik handelte, bis vor ca. 20 Jahren noch nicht vor. Es gab zwar Hinweise und Angaben von KANTOROWICZ, PFEIFFER und BONYHARD, aber die Definition dessen, was zu messen galt, ließ an

Genauigkeit zu wünschen übrig. In einer sehr ausführlichen Arbeit hat H. UHLIG, wie schon erwähnt, hinsichtlich der Kaukraft über diese Situation berichtet. E. KÖRBER, der sich mit Untersuchungen über die Beziehung von Kaukraft zur Schleimhautresilienz unter Prothesen befaßte, bestätigte mit seinen Messungen die Ergebnisse UHLIGS hinsichtlich des Größenbereiches der Kaukraft. KÖRBER'S Messungen wurden im Bereich 64/46 durchgeführt und er ermittelte an Versuchspersonen die Einsenktiefe der Prothese in Abhängigkeit von der Kraft - entsprechend der Kaukraft - eine Einsenktiefe zwischen 0,2 - 0,7 mm. Daß sein Wert unter den bisher ermittelten Werten lag (0,3 - 2,5 mm KANTOROWICZ, BELGER) führt er darauf zurück, daß die Einsenktiefe an kleinen Flächen gemessen wurde. Auch BELGER hat die Belastbarkeit der Mundschleimhaut mit einem kleinflächigen Federstempel von 0,5 cm² Fläche gemessen. Der Stempel wurde bis zur Schmerzgrenze gegen die Schleimhaut gedrückt. Die Belastbarkeit der Schleimhaut liegt bei 6 kg pro cm², was auch KANTOROWICZ in seiner Arbeit angibt. CONOD und VOSS stellten ebenfalls Überlegungen über die Belastungsverteilung unter Prothesen an. CONOD schloß bei größeren Flächen durch Multiplikation auf die Tragfähigkeit. An Hand der Modellversuche an SCHLAMPP wird die Frage nach den tatsächlich auftretenden Kräften an der Schleimhaut unter der Prothese nur berührt.

Messungen die direkt im Munde unternommen wurden, scheiterten an der Schwierigkeit, einen Druckaufnehmer so zwischen Prothesenbasis und Prothesenlager anzubringen, daß der normale Kauvorgang nicht behindert wurde. STROMBERG war der Erste, der sich mit solchen Messungen befaßte. Er verwendete Dehnungsstreifen, übte den Druck auf eine 25 mm² große Fläche aus, und hatte einen Druckaufnehmer in den bukkalen Flanken der Totalprothesen eingebaut. Ebenso befaßte sich EICHNER, KOHRBACH und HOWELL mit solchen Unter-

suchungen, bei denen aber die Messungen zwischen den Zahnreihen vorgenommen wurden.

Bei fast allen Versuchen zeigte sich, daß trotz steigender Belastung die Einsenktiefe eine Annäherung an einem endlichen Wert vorwies, d.h. die Tiefe von 0,7 mm wurde nicht überstiegen (KÖRBER), und daß von einer bestimmten Belastungshöhe ab das weitere Einsinken verhindert wurde. Aus den Versuchen wurde geschlossen, daß die Schleimhautunterlage als elastisch im Sinne eines elastischen Polsters auf einer harten Unterlage anzusehen ist.

Zur Herstellung eines, für diese Arbeit brauchbaren, elastischen Polsters, ist es notwendig ein Material zu finden, das bei unseren intermittierenden Druckbelastungsversuchen den natürlichen Gegebenheiten der Gingiva nahekommt. KRAUL, der mit gleicher Belastungsmaschine und unter gleichen Bedingungen vergleichende Untersuchungen über die Paßgenauigkeit von Prothesenbasen aus Palapress und Paladon nach intermittierender Druckbelastung unterhalb der 6 kg Grenze durchführte, bezog sich bei der Herstellung der elastischen Polster auf die von KÖRBER gemessenen Werte der Einsenktiefe der Gingiva, die zwischen 0,2 und 0,7 mm lagen. "Berücksichtigt man diese, so kommt man bei einer durchschnittlichen Belastung der Alveolarkämme von 6 kp zu einem Resilienzweg von etwa 0,28 mm. Zieht man die Ermüdungstendenz der Gingiva in Betracht, so findet sich bei einer Belastung von 6 kp ein Wert von 0,38 mm Einsenktiefe. Mittelt man nun diese beiden Werte, so kann man für den Laborversuch durchaus einen Wert von 0,33 mm Resilienzweg bei einem durchschnittlichen Druckaufwand von 6 kp annehmen" (KRAUL).

Folglich untersuchte KRAUL verschiedene elastische Materialien in unterschiedlicher Stärke bei einer Belastung von 6 kp/cm^2 . Es stellte sich dabei heraus, daß sich von

den Werkstoffen (Abdruckmassen) Optosil (Bayer), Cardex A und Cartex Super, sowie Xirux und Xirux F (Woelm, Eschwege), in der Stärke von 1,3 mm für den Aufbau einer künstlichen Gingiva in bezug auf den Resilienzweg Xirux F am besten geeignet.

Von uns wurde die gleiche Xirux F Stärke (1,3mm) verwendet, da aus früheren Versuchen, wie auch schon oben erwähnt, bekannt ist, daß trotz steigender Belastung die Einsenktiefe eine Annäherung an einen endlichen Wert vorweist.

IV b) Modellherstellung mit elastischer Auflage

Um nun ein passendes Druckpolster für die Kunststoffprüfkörper zu bekommen, wurde das obengenannte Messingmodell in Modellierwachsplattenstärke also ca. 1,3 mm ausgelegt und dann mit Moldano ausgegossen. Darauf wurde das entstandene Gipsmodell mit Wachsschblone und Messingmodell gemeinsam in eine Küvette eingebettet. Nachdem Ausbrühen der Wachsschicht - das Messingmodell verblieb im Konter - wurde die entstandene Hohlform mit Xirux F gestopft. So erhielten wir ein Gipsmodell, das in unserer Arbeit der knöchernen Unterlage im Oberkiefer gleichgesetzt werden sollte mit einem elastischen Druckpolster, auf das wir sowohl das Messingmodell als auch die Kunststoffprüfkörper aufsetzen konnten. Für die Versuche wurden mehrere solcher Modelle hergestellt (Abb. 5).

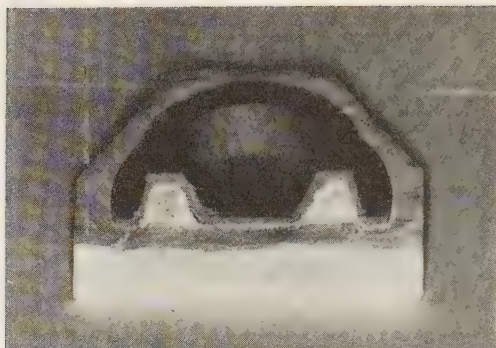


Abb. 5 Gipsmodell mit elastischen Polstern

V Eigene Untersuchungen

Versuchsanordnung

Bei der Zerkleinerung von Nahrung beschreibt der Kiefer nach Untersuchungen von EICHNER Mahlbewegungen im Wechsel mit Hackbewegungen, sowie Orientierungs- und Schluckbewegungen. Bei den von uns durchgeführten Versuchen ist es jedoch nur möglich Hackbewegungen durchzuführen. Die Druckbelastung der Prüfkörper erfolgt mit einer Apparatur (KRAUL) die intermittierende Kaudrucke in annähernder physiologischer Weise nachvollzieht (Abb. 6 u. 6 a).

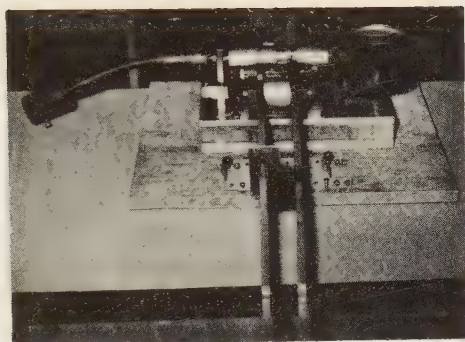


Abb. 6 Kaudruckimitationsmaschine mit untergesetztem Kunststoffprüfkörper

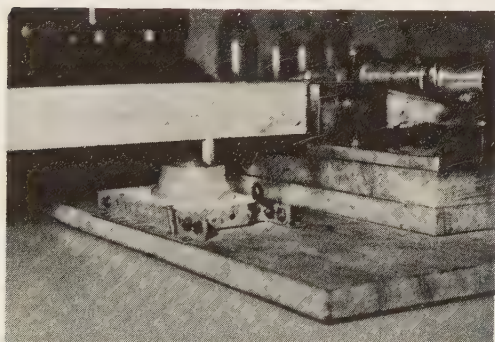


Abb. 6 a

Wie aus den Abbildungen ersichtlich, besteht die Apparatur aus einer (Nockenwelle) elastischen Welle die zum Motor führt, eine Nockenwelle mit Zählwerk und zwei Druckübertragungshebeln, die im Abstand von 4,5 cm zueinander angebracht sind. Sowohl die Nockenwelle als auch die Druckübertragungshebel sind jeweils über eine Achse in entsprechenden Haltungen auf eine Bodenplatte montiert. Gegenüber der Apparatur von KRAUL wurden für unsere Versuche, auf Grund der höheren Gewichte, die Druckübertragungshebel verlängert. Um gleichmäßige Auftreffpunkte des Druckes auf die Prüfkörper durch die verlängerten Hebel zu erzielen, wurde eine Führungshilfe deren Gewicht berücksichtigt und ausgeglichen wurde angebracht. Die Druckübertragungshebel sind so angeordnet, daß sie einen wechselseitigen Druck auf die Prüfkörper ausüben. Die Gewichte, die am Ende der Hebel angehängt waren, wurden im Bereich der Druckstempel, die auf die Prüfkörper einwirkten, durch die Hebelwirkung vervierfacht. Angetrieben wurde die Apparatur durch einen Drehstrommotor (Bauknecht) mit untersetztem Stirnradgetriebe. (Erich Pferdenges, Mühlheim-Ruhr) das über die oben erwähnte elastische Welle mit der Nockenwelle verbunden ist. Der Drehstrommotor arbeitet mit 380/220 Volt Spannung, besitzt eine Leistung von 0,5 PS und macht 1400 Umdrehungen pro Minute, d.h., daß er durch Einbau des untersetzten Stirnradgetriebes 68 Umdrehungen pro Minute macht. (Übersetzung 1400/68 u)

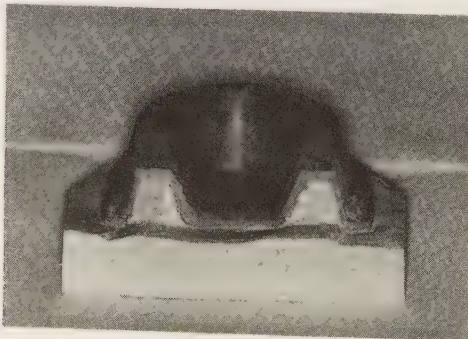


Abb.7. Kunststoffkörper mit elastischer Auflage auf dem Gipsmodell

So wie das Modell auf der Abb. 7 zu sehen ist, mit Gipsmodell, elastischem Druckpolster und Kunststoffprüfkörper wurden die Modelle unter die beschriebene Apparatur gestellt, so daß die Druckstempel im Prämolaren - Molaren Gegend intermittierend wirken konnten. Die Gewichte wurden von 6 kg bis 20 kg gesteigert. Nach jeweils 30 Minuten Belastungszeit wurden die Modelle ausgetauscht und die belasteten Modelle mikroskopisch ausgemessen, um etwaige Dimensionsänderungen der Materialien mit festzustellen. Die Gesamtbelastungszeit der einzelnen Modelle hing vom Auftreten des Bruches ab. Da die Nockenwelle 68 Umdrehungen in der Minute machte, wurde jedes Modell 136 mal pro Minute intermittierend belastet: im Gegensatz zu KÖRBER~~E~~, der eine Kaufrequenz von 84 Kaubewegungen in der Minute angibt.

Die Prüfkörper die sich seit der Zeit der Ausbettung in einer physiologischen Ringerlösung bei Raumtemperaturen befanden, wurden auch während der Versuchsdurchführung in einer physiologischen Ringerlösung belastet um das Mandmilieu nachzuahmen.

Zusammensetzung der Ringerlösung:

8 g Natriumchlorid
0,2 g Kaliumchlorid
0,2 g Liquor calcii chlorati
1 g Natrium bicarbonic
990 g Aqua destilata

Um in der Abbildung eine bessere Übersicht zu haben, wurden bei der Aufnahme sowohl die Konstruktion des Behälters mit der Ringerlösung als auch die Gewichte an dem Druckübertragungshebel weggelassen.

VI. Meßmethotik

Gemessen wurde nach erfolgter Polymerisation und jeweils nach einer intermittierenden Belastungszeit von 30 Minuten als auch nach Auftreten des Bruches. An jedem Prüfkörper wurden 7 Messungen vorgenommen. Es wurden für jeden Prüfkörper drei transversale Messungen (x,y,z) eine Messung in sagittaler Richtung (q) und drei Messungen in vertikaler Richtung (h_1 , h_2 , h_3) vorgenommen. Die transvertalen Messungen wurden von Messrille zu Messrille, siehe Skizze (Abb. 8) durchgeführt, während die sagittalen Messungen vom hinteren Rand der Prüfkörper (A-Linie) bis zu der z-Rille im Bereich der Umschlagfalte im Frontzahnbereich vorgenommen wurde.

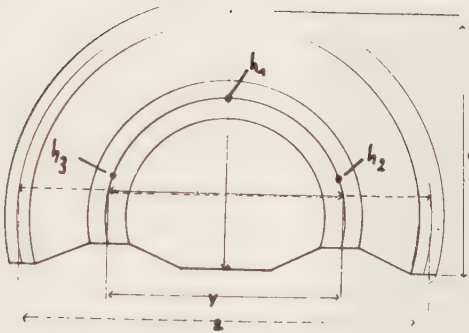


Abb. 8

Skizze mit sagittalen und vertikalen Meßbereichen.

a) Vertikalmessungen

Hierzu diente uns eine Mikrometermeßuhr, die auf einen $1/100$ mm genau mißt (Abb. 9). Das Instrument wurde auf das Messingmodell auf den Wert 0 eingestellt und dann die Gangunterschiede der Prüfkörper, auf das Messingmodell bezogen, gemessen. Von den drei Messungen wurde eine im Frontzahnbereich, zwei Messungen im Seitenzahnbereich in Höhe der zweiten Prämolaren durchgeführt. Die Resultate sind in den Tabellen aufgeführt.

b) Horizontalmessungen

Die drei transversalen und die sagittalen Messungen wurden mit einem zweidimensionalen Meßmikroskop (Abb. 10) englischer Bauart (Fabrikat W.G. PYE & Co LTD., GRANTA WORKS CAMBRIDGE, Typ 6147, Ser.-Nr. 39577) durchgeführt.

Mit diesem Meßmikroskop konnten auf einen $1/100$ mm genaue Werte ermittelt werden.



Abb. 9
Mikrometermessuhr

Abb. 10
Meßmikroskop



Ergebnisse

Tabellen

Auf den folgenden Seiten sind jeweils die positiven oder negativen Abweichungen der Kunststoffkörper vom Messingmodell in mm ausgedrückt. Die Mittelwerte ergeben sich durch Addition der gemessenen Werte dividiert durch die Gesamtzahl der Prothesen oder der entsprechenden Kunststoff-Körpertypen, die mit gleicher Gewichtseinheit belastet worden sind.

Verformung

Last 20 kg	Probe Nr. 1	to nach der Polym.	Bruch nach 3' -spalt
------------	----------------	--------------------	-------------------------

x	0,00	0,00
y	- 0,01	- 0,03
z	- 0,02	- 0,02
q	- 0,01	- 0,02
h ₁	- 0,20	+ 0,20
h ₂	+ 0,18	+ 0,18
h ₃	+ 0,18	+ 0,18

Probe Nr. 2	to	Bruch nach 1'50" -spalt
----------------	----	----------------------------

x	0,00	0,00
y	- 0,01	- 0,02
z	+ 0,03	+ 0,01
q	- 0,01	- 0,02
h ₁	+ 0,41	+ 0,41
h ₂	+ 0,36	+ 0,36
h ₃	+ 0,38	+ 0,38

Probe Nr. 3	to	Bruch nach 2'20" -spalt
----------------	----	----------------------------

x	0,00	0,00
y	- 0,01	- 0,02
z	+ 0,01	0,00
q	- 0,01	- 0,01
h ₁	+ 0,35	+ 0,35
h ₂	+ 0,26	+ 0,26
h ₃	+ 0,31	+ 0,31

Auf den folgenden Seiten (23 - 32) :

Gemessende Werte an Kunststoffprüfkörpern aus Paladon
in horizontaler (x, y, z, q) und vertikaler Richtung
(h₁, h₂, h₃) in Abweichung vom Ursprungsmodell aus Messing.

Verformung

Last 19 kg	Probe Nr. 4	to nach der Polym.	Bruch nach 2'20" -spalt
	x	0,00	0,00
	y	- 0,01	- 0,01
	z	+ 0,03	+ 0,01
	q	0,00	- 6,04
	h ₁	+ 0,37	+ 0,38
	h ₂	+ 0,30	+ 0,32
	h ₃	+ 0,38	+ 0,40

Probe Nr. 5	to	Bruch nach 3'30" -spalt
	x - 0,01	- 0,01
	y - 0,01	- 0,01
	z + 0,01	+ 0,01
	q 0,00	- 0,04
	h ₁ + 0,23	+ 0,25
	h ₂ + 0,37	+ 0,37
	h ₃ + 0,48	+ 0,48

Probe Nr. 6	to	Bruch nach 2'50" -spalt
	x 0,00	0,00
	y - 0,01	- 0,01
	z + 0,02	+ 0,01
	q - 0,01	- 0,03
	h ₁ + 0,18	+ 0,19
	h ₂ + 0,20	+ 0,20
	h ₃ + 0,17	+ 0,18

Verformung

Last 18 kg Probe to nach der Polym. Bruch nach 1'15"
Nr. 7 -spalt

x	0,00	- 0,02
y	0,00	0,00
z	+ 0,01	+ 0,01
q	0,00	- 0,02
h ₁	+ 0,47	+ 0,48
h ₂	+ 0,57	+ 0,58
h ₃	+ 0,57	+ 0,58

Probe to
Nr. 8

Bruch nach 6'20"
-spalt

x	0,00	0,00
y	+ 0,01	+ 0,02
z	+ 0,06	+ 0,05
q	0,00	- 0,03
h ₁	+ 0,33	+ 0,32
h ₂	+ 0,29	+ 0,27
h ₃	+ 0,27	+ 0,27

Probe to
Nr. 9

Bruch nach 3'15"
-spalt

x	+ 0,00	+ 0,00
y	+ 0,01	+ 0,02
z	+ 0,01	+ 0,01
q	- 0,06	- 0,07
h ₁	- 0,07	- 0,06
h ₂	- 0,06	- 0,06
h ₃	- 0,08	- 0,07

Verformung

Last 17 kg Probe to nach der Polym. Bruch nach 3'50"
Nr. 10 -spalt

x	+ 0,01	+ 0,01
y	- 0,01	0,00
z	+ 0,02	0,00
q	- 0,02	- 0,05
h ₁	+ 0,50	+ 0,50
h ₂	+ 0,47	+ 0,48
h ₃	+ 0,43	+ 0,43

Probe to tBruch 9'00"
Nr. 11 -spalt

x	- 0,01	- 0,01
y	0,00	0,00
z	+ 0,04	+ 0,03
q	- 0,01	- 0,02
h ₁	+ 0,44	+ 0,44
h ₂	+ 0,40	+ 0,41
h ₃	+ 0,39	+ 0,37

Probe to tBruch 5'10"
Nr. 12 -spalt

x	0,00	0,00
y	- 0,04	- 0,04
z	0,00	+ 0,02
q	- 0,04	- 0,03
h ₁	- 0,12	- 0,12
h ₂	- 0,07	- 0,07
h ₃	- 0,27	- 0,28

Last 16 kg	Verformung		Bruch t 6'35" -spalt
	Probe Nr. 13	to	
	x	0,00	0,00
	y	- 0,03	0,00
	z	+ 0,02	+ 0,01
	q	- 0,03	- 0,03
	h ₁	+ 0,47	+ 0,47
	h ₂	+ 0,40	+ 0,40
	h ₃	+ 0,31	+ 0,30

			t Bruch 4'10" -spalt
	Probe Nr. 14	to	
	x	0,00	0,00
	y	+ 0,02	- 0,03
	z	+ 0,02	+ 0,01
	q	- 0,02	- 0,03
	h ₁	+ 0,41	+ 0,41
	h ₂	+ 0,50	+ 0,48
	h ₃	+ 0,47	+ 0,47

			t Bruch 5'10" -spalt
	Probe Nr. 15	to	
	x	- 0,01	- 0,01
	y	- 0,01	- 0,02
	z	+ 0,01	+ 0,01
	q	- 0,04	- 0,04
	h ₁	- 0,06	- 0,07
	h ₂	- 0,08	- 0,08
	h ₃	- 0,11	- 0,11

Verformung

Last 15 kg	Probe to Nr. 16		t Bruch 13'35" -spalt
	x	0,00	0,00
	y	- 0,04	0,00
	z	- 0,01	0,00
	q	- 0,01	- 0,04
	h ₁	+ 0,46	+ 0,46
	h ₂	+ 0,49	+ 0,46
	h ₃	+ 0,54	+ 0,54

Probe to Nr. 17		t Bruch 8'20" -spalt
	x	0,00
	y	- 0,01
	z	+ 0,03
	q	- 0,04
	h ₁	+ 0,60
	h ₂	+ 0,50
	h ₃	+ 0,69

Probe to Nr. 18		t Bruch 7'45" -spalt
	x	0,00
	y	- 0,02
	z	0,00
	q	- 0,01
	h ₁	+ 0,29
	h ₂	+ 0,33
	h ₃	+ 0,29

Last 14 kg		Verformung		t Bruch 2'25"	
Probe to				-spalt	
Nr. 19					
x		0,00		0,00	
y		- 0,01		- 0,01	
z		+ 0,01		0,00	
q		- 0,02		- 0,04	
h ₁		+ 0,45		+ 0,45	
h ₂		+ 0,48		+ 0,48	
h ₃		+ 0,29		+ 0,28	

Probe to		t Bruch 16'40"	
Nr. 20		-spalt	
x		- 0,01	- 0,01
y		- 0,01	+ 0,01
z		+ 0,02	+ 0,02
q		- 0,03	- 0,04
h ₁		+ 0,73	+ 0,73
h ₂		+ 0,67	+ 0,67
h ₃		+ 0,63	+ 0,61

Probe to		t Bruch 7'45"	
Nr. 21		-spalt	
x		+ 0,01	+ 0,01
y		0,00	- 0,01
z		- 0,01	0,00
q		- 0,05	- 0,03
h ₁		+ 0,09	+ 0,09
h ₂		+ 0,04	+ 0,04
h ₃		+ 0,03	+ 0,01

Verformung

Last 13 kg	Probe to Nr. 22		t Bruch 19'50" -spalt
	x	+ 0,01	± 0,00
	y	- 0,03	- 0,03
	z	0,00	- 0,01
	q	- 0,02	- 0,03
	h ₁	+ 0,24	+ 0,23
	h ₂	+ 0,28	+ 0,25
	h ₃	+ 0,46	+ 0,45

Probe to Nr. 23		t Bruch 9'45" -spalt
x	- 0,01	0,00
y	- 0,01	+ 0,01
z	+ 0,05	+ 0,05
q	- 0,01	- 0,03
h ₁	+ 0,56	+ 0,56
h ₂	+ 0,61	+ 0,63
h ₃	+ 0,64	+ 0,63

Probe to Nr. 24		t Bruch 6'45" -spalt
x	- 0,01	- 0,01
y	- 0,03	- 0,04
z	- 0,01	- 0,02
q	- 0,07	- 0,06
h ₁	+ 0,10	+ 0,09
h ₂	+ 0,17	+ 0,17
h ₃	+ 0,11	+ 0,11

		Verformung	
Last 12 kg	Probe to Nr. 25		t Bruch 7'30" -spalt
	x	0,00	0,00
	y	0,00	+ 0,01
	z	+ 0,01	+ 0,01
	q	- 0,01	- 0,03
	h ₁	+ 0,61	+ 0,59
	h ₂	+ 0,49	+ 0,50
	h ₃	+ 0,60	+ 0,58

	Probe to Nr. 26		t Bruch 18'10" -spalt
	x	0,00	0,00
	y	0,00	0,00
	z	+ 0,04	+ 0,03
	q	- 0,01	- 0,06
	h ₁	+ 0,60	+ 0,62
	h ₂	+ 0,60	+ 0,60
	h ₃	+ 0,51	+ 0,50

	Probe to Nr. 27		t Bruch 14'10" -spalt
	x	- 0,01	- 0,02
	y	- 0,03	- 0,06
	z	0,00	0,00
	q	- 0,03	- 0,04
	h ₁	+ 0,04	+ 0,04
	h ₂	- 0,07	- 0,07
	h ₃	+ 0,08	+ 0,07

		Verformung	
Last 11 kg	Probe to Nr. 28		t Bruch 13'55 -spalt
	x	0,00	0,00
	y	0,00	- 0,02
	z	+ 0,03	+ 0,03
	q	- 0,04	- 0,06
	h ₁	+ 0,39	+ 0,40
	h ₂	+ 0,44	+ 0,45
	h ₃	+ 0,30	+ 0,30

	Probe to Nr. 29		t Bruch 9'40" -spalt
	x	+ 0,01	+ 0,01
	y	0,00	- 0,02
	z	+ 0,01	+ 0,01
	q	0,00	- 0,01
	h ₁	+ 0,43	+ 0,43
	h ₂	+ 0,42	+ 0,43
	h ₃	+ 0,36	+ 0,36

	Probe to Nr. 30		t Bruch 24'35" -spalt
	x	0,00	0,00
	y	- 0,02	- 0,02
	z	- 0,02	0,00
	q	- 0,03	- 0,03
	h ₁	+ 0,04	+ 0,06
	h ₂	+ 0,07	+ 0,06
	h ₃	+ 0,00	+ 0,02

Last 10 kg	Verformung		t Bruch 19'25" -spalt
	Probe to Nr. 31		
	x	+ 0,01	0,00
	y	- 0,01	- 0,02
	z	+ 0,03	+ 0,02
	q	- 0,02	- 0,05
	h ₁	+ 0,34	+ 0,35
	h ₂	+ 0,24	+ 0,26
	h ₃	+ 0,33	+ 0,33

Probe to Nr. 32		t Bruch 19'30" -spalt
x	0,00	- 0,01
y	0,00	- 0,01
z	+ 0,03	+ 0,03
q	- 0,02	- 0,06
h ₁	+ 0,48	+ 0,50
h ₂	+ 0,60	+ 0,62
h ₃	+ 0,35	+ 0,33

Probe to Nr. 33		t Bruch 10'30" -spalt
x	0,00	- 0,01
y	- 0,01	- 0,02
z	+ 0,03	+ 0,03
q	- 0,02	- 0,05
h ₁	+ 0,48	+ 0,49
h ₂	+ 0,60	+ 0,62
h ₃	+ 0,35	+ 0,34

Verformung			
Last 9 kg	Probe to Nr. 34		t Bruch 12'50" -spalt
	x	- 0,01	0,00
	y	0,00	0,00
	z	+ 0,01	+ 0,01
	q	0,00	- 0,02
	h ₁	+ 0,46	+ 0,45
	h ₂	+ 0,43	+ 0,44
	h ₃	+ 0,49	+ 0,48

Probe to Nr. 35		t Bruch 23'50" -spalt
	x	- 0,01
	y	- 0,03
	z	0,00
	q	- 0,05
	h ₁	+ 0,06
	h ₂	+ 0,16
	h ₃	0,00

Probe Nr. 36	to	t _{30'}	t _{60'}	t _{90'}	t Bruch 110' -spalt
	x	0,00	0,00	0,00	+ 0,01 - 0,02
	y	- 0,02	- 0,02	- 0,02	- 0,02 - 0,02
	z	0,00	0,00	0,00	+ 0,01 + 0,01
	q	- 0,02	- 0,02	- 0,02	- 0,03 - 0,02
	h ₁	+ 0,29	+ 0,29	+ 0,29	+ 0,28 + 0,27
	h ₂	+ 0,33	+ 0,33	+ 0,33	+ 0,33 + 0,32
	h ₃	+ 0,30	+ 0,30	+ 0,30	+ 0,31 + 0,30

Last 8 kg	Probe Nr. 37	t ₀	t _{30'}	t _{60'}	t Bruch 70' -spalt
	x	0,00	- 0,02	- 0,01	- 0,01
	y	0,00	- 0,01	- 0,02	- 0,04
	z	+ 0,01	+ 0,01	0,00	0,00
	q	- 0,05	- 0,07	- 0,06	- 0,06
	h ₁	+ 0,12	+ 0,14	+ 0,14	+ 0,13
	h ₂	+ 0,20	+ 0,20	+ 0,19	+ 0,19
	h ₃	+ 0,12	+ 0,11	+ 0,12	+ 0,12

Probe Nr. 38	t ₀	t _{30'}	t _{60'}	t Bruch 85'10" -spalt
x	0,00	- 0,03	- 0,01	0,00
y	- 0,03	- 0,03	- 0,02	- 0,03
z	+ 0,02	0,00	- 0,01	+ 0,03
q	- 0,05	- 0,06	- 0,06	- 0,06
h ₁	+ 0,19	+ 0,19	+ 0,19	+ 0,18
h ₂	+ 0,12	+ 0,09	+ 0,11	+ 0,10
h ₃	+ 0,20	+ 0,19	+ 0,19	+ 0,19

Probe Nr. 39	t ₀	t _{30'}	t _{60'}	t _{90'}	t _{120'}	t Bruch -spalt 125'05"
x	0,00	0,00	- 0,01	- 0,01	0,00	0,00
y	0,00	- 0,01	- 0,01	0,00	- 0,01	- 0,01
z	+ 0,01	+ 0,01	+ 0,01	+ 0,01	0,00	0,00
q	- 0,03	- 0,03	- 0,02	- 0,02	- 0,03	- 0,03
h ₁	+ 0,10	+ 0,10	+ 0,10	+ 0,09	+ 0,10	+ 0,10
h ₂	+ 0,12	+ 0,11	+ 0,11	+ 0,12	+ 0,11	+ 0,11
h ₃	+ 0,10	+ 0,10	+ 0,09	+ 0,09	+ 0,09	+ 0,09

Last Probe 7 kg	Nr. 40	Verformung											
		t ₀	t ₃₀	t ₆₀	t ₉₀	t ₁₂₀	t ₁₅₀	t ₁₈₀	t ₂₁₀	t ₂₄₀	t ₂₇₀	t _{Bruch}	t _{-spalt}
x		+ 0,01	+ 0,01	+ 0,04	+ 0,01	+ 0,02	+ 0,02	+ 0,02	+ 0,01	+ 0,01	+ 0,01	+ 0,01	+ 0,01
y		- 0,02	- 0,04	- 0,06	- 0,04	- 0,05	- 0,05	- 0,04	- 0,03	- 0,03	- 0,02	- 0,02	- 0,02
z		- 0,01	0,00	0,00	0,01	0,00	0,00	0,01	0,00	0,01	0,00	0,00	0,00
q		- 0,02	- 0,02	- 0,02	0,00	- 0,02	- 0,02	- 0,04	- 0,04	- 0,03	- 0,03	- 0,02	- 0,02
h ₁		- 0,13	- 0,13	- 0,13	- 0,14	- 0,15	- 0,15	- 0,16	- 0,16	- 0,15	- 0,15	- 0,12	- 0,12
h ₂		- 0,07	- 0,07	- 0,07	- 0,08	- 0,08	- 0,08	- 0,10	- 0,10	- 0,09	- 0,10	- 0,06	- 0,06
h ₃		- 0,11	- 0,11	- 0,11	- 0,14	- 0,12	- 0,12	- 0,12	- 0,12	- 0,11	- 0,12	- 0,12	- 0,12

Probe Nr. 41	to	t Bruch 125, -spalt											
		t ₃₀	t ₆₀	t ₉₀	t ₁₂₀								
x	0,00	0,00	- 0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
y	0,00	- 0,01	- 0,01	- 0,01	- 0,01	- 0,01	- 0,01	- 0,01	- 0,01	- 0,01	- 0,01	- 0,01	- 0,01
z	+ 0,01	- 0,01	- 0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
q	- 0,03	- 0,03	- 0,03	- 0,03	- 0,03	- 0,03	- 0,03	- 0,03	- 0,03	- 0,03	- 0,03	- 0,03	- 0,03
h ₁	+ 0,28	+ 0,28	+ 0,28	+ 0,28	+ 0,28	+ 0,28	+ 0,28	+ 0,28	+ 0,28	+ 0,28	+ 0,28	+ 0,28	+ 0,28
h ₂	+ 0,40	+ 0,39	+ 0,39	+ 0,37	+ 0,39	+ 0,39	+ 0,39	+ 0,39	+ 0,39	+ 0,39	+ 0,39	+ 0,39	+ 0,39
h ₃	+ 0,22	+ 0,20	+ 0,20	+ 0,20	+ 0,18	+ 0,18	+ 0,18	+ 0,18	+ 0,18	+ 0,18	+ 0,18	+ 0,18	+ 0,18

Verformung

Laest 7 kg	Probe Nr. 42	to	t _{30'}	t _{60'}	t _{90'}	t _{120'}	t _{150'}	t _{180'}	t _{210'}	t Bruch -spalt 220'
x	0,00	0,00	+ 0,01	+ 0,01	+ 0,02	+ 0,01	+ 0,01	+ 0,01	0,00	
y	- 0,01	- 0,02	- 0,03	- 0,03	- 0,04	- 0,04	- 0,03	- 0,03	- 0,01	
z	0,00	0,00	0,00	0,00	+ 0,01	0,00	+ 0,01	+ 0,01	+ 0,01	
q	- 0,03	- 0,03	- 0,03	- 0,02	- 0,03	- 0,03	- 0,03	- 0,03	- 0,03	
h ₁	+ 0,24	+ 0,24	+ 0,24	+ 0,24	+ 0,25	+ 0,25	+ 0,24	+ 0,23	+ 0,23	
h ₂	+ 0,28	+ 0,28	+ 0,28	+ 0,27	+ 0,27	+ 0,27	+ 0,28	+ 0,28	+ 0,28	
h ₃	+ 0,22	+ 0,22	+ 0,22	+ 0,20	+ 0,21	+ 0,21	+ 0,21	+ 0,21	+ 0,21	

39

Laest 6 kg	Probe Nr. 43	to	t _{30'}	t _{60'}	t _{90'}	t _{120'}	t _{150'}	t _{180'}	t _{210'}	t _{240'}	t _{270'}	t _{300'}	t _{330'}	t _{360'}	t _{390'}	t Bruch -spalt 420'
x	- 0,02	- 0,02	- 0,01	- 0,01	- 0,02	- 0,01	- 0,01	- 0,01	- 0,02	- 0,01	- 0,01	- 0,02	- 0,02	- 0,02	- 0,03	
y	- 0,04	- 0,01	- 0,01	- 0,01	- 0,02	- 0,04	- 0,04	- 0,00	- 0,02	- 0,04	- 0,04	- 0,05	- 0,06	- 0,06	- 0,06	
z	0,00	- 0,01	0,00	- 0,01	- 0,01	- 0,01	0,00	+ 0,02	+ 0,02	+ 0,03	- 0,01	0,00	+ 0,02	+ 0,02		
q	- 0,04	- 0,05	- 0,03	- 0,03	- 0,05	- 0,03	- 0,03	- 0,04	- 0,04	- 0,05	- 0,04	- 0,03	- 0,03	- 0,03		
h ₁	0,00	- 0,01	0,00	0,00	- 0,01	- 0,02	- 0,02	- 0,01	0,00	0,00	- 0,01	- 0,01	- 0,01	- 0,01	- 0,04	
h ₂	+ 0,07	+ 0,03	+ 0,03	+ 0,03	+ 0,04	+ 0,03	+ 0,02	+ 0,03	+ 0,04	+ 0,03	+ 0,01	+ 0,02	+ 0,02	+ 0,02	+ 0,01	
h ₃	+ 0,03	+ 0,03	+ 0,03	+ 0,05	+ 0,02	+ 0,03	+ 0,03	+ 0,05	+ 0,05	+ 0,05	+ 0,04	+ 0,04	+ 0,04	+ 0,04	+ 0,02	

Verformung

Last 6 kg	Probe Nr. 44	t ₃₀	t ₆₀	t ₉₀	t ₁₂₀	t ₁₅₀	t ₁₈₀	t ₂₁₀	t ₂₄₀	t ₂₇₀	t ₃₀₀	t ₃₃₀	t ₃₆₀	t ₃₉₀	t Bruch- spalt 445
x	-0,03	-0,03	-0,02	-0,02	-0,03	-0,03	-0,02	-0,03	-0,03	-0,02	-0,02	-0,02	-0,03	-0,03	-0,03
y	-0,01	-0,01	0,00	0,00	-0,01	-0,01	-0,01	-0,02	0,00	-0,01	-0,01	-0,02	-0,03	-0,03	-0,04
z	-0,01	0,00	0,00	-0,01	-0,02	-0,03	-0,03	-0,02	-0,02	0,01	±0,00	±0,00	0,01	0,01	0,02
q	0,00	-0,01	0,00	-0,01	-0,02	-0,02	-0,02	-0,03	-0,03	-0,03	-0,03	-0,03	-0,02	-0,02	-0,02
h ₁	+0,08	+0,08	+0,07	+0,07	+0,07	+0,07	+0,08	+0,08	+0,08	+0,08	+0,07	+0,07	+0,07	+0,07	+0,06
h ₂	+0,09	+0,08	+0,06	+0,08	+0,08	+0,07	+0,08	+0,09	+0,09	+0,09	+0,10	+0,10	+0,10	+0,10	+0,09
h ₃	+0,13	+0,13	+0,14	+0,13	+0,12	+0,12	+0,12	+0,12	+0,12	+0,13	+0,13	+0,14	+0,14	+0,14	+0,14

Probe
Nr. 45

		t ₄₂₀														t Bruch -spalt 445
x	-0,02	-0,02	-0,02	-0,01	-0,01	-0,01	-0,01	-0,02	-0,02	-0,02	-0,01	-0,02	-0,02	-0,03	-0,02	-0,03
y	-0,01	-0,01	0,00	0,01	±0,00	0,00	0,00	-0,01	-0,01	-0,01	-0,01	-0,02	-0,02	-0,03	-0,03	-0,03
z	-0,01	0,00	0,00	-0,01	-0,01	0,00	0,00	0,01	0,01	0,01	±0,02	±0,02	0,01	0,01	0,01	0,00
q	-0,03	-0,04	-0,02	-0,03	-0,03	-0,03	-0,03	-0,04	-0,04	-0,04	-0,04	-0,03	-0,02	-0,02	-0,02	-0,02
h ₁	+0,03	+0,03	+0,04	+0,06	+0,07	+0,07	+0,07	+0,07	+0,07	+0,07	+0,06	+0,07	+0,06	+0,06	+0,06	0,05
h ₂	+0,03	+0,02	+0,03	+0,04	+0,04	+0,04	+0,05	+0,05	+0,05	+0,05	+0,05	+0,06	+0,06	+0,06	+0,05	0,05
h ₃	+0,02	+0,01	+0,01	+0,02	+0,03	+0,03	+0,03	+0,03	+0,03	+0,03	+0,04	+0,04	+0,04	+0,03	+0,03	0,04

Gemessene Werte an Kunststoffprüfkörpern aus Palapress in horizontaler (x, y, z, q) und vertikaler Richtung (h_1 , h_2 , h_3) in Abweichung vom Ursprungsmodell aus Messing, siehe Seite 33.

Verformung			
Last 20 kg	Probe Nr. 1	to	t Bruch 14' -spalt
	x	0,00	+ 0,03
	y	0,00	+ 0,03
	z	+ 0,01	+ 0,02
	q	+ 0,02	+ 0,01
	h_1	+ 0,17	+ 0,19
	h_2	+ 0,25	+ 0,25
	h_3	+ 0,40	+ 0,38

	Probe Nr. 2	to	t Bruch 15'30" -spalt
	x	0,00	+ 0,01
	y	0,00	+ 0,03
	z	+ 0,01	- 0,01
	q	+ 0,01	- 0,02
	h_1	+ 0,48	+ 0,44
	h_2	+ 0,41	+ 0,42
	h_3	+ 0,46	+ 0,44

	Probe Nr. 3	to	t Bruch 12'30" -spalt
	x	0,00	+ 0,03
	y	0,00	0,00
	z	+ 0,02	+ 0,03
	q	+ 0,01	+ 0,03
	h_1	+ 0,37	+ 0,36
	h_2	+ 0,43	+ 0,39
	h_3	+ 0,23	+ 0,23

Verformung

Last 19 kg	Probe Nr. 4	to	t Bruch 3'30" -spalt
	x	0,00	+ 0,01
	y	0,00	+ 0,01
	z	0,00	+ 0,01
	q	- 0,01	+ 0,01
	h ₁	+ 0,34	+ 0,34
	h ₂	+ 0,34	+ 0,32
	h ₃	+ 0,33	+ 0,33

Probe Nr. 5	to	t Bruch 12'30" -spalt
x	0,00	+ 0,03
y	0,00	0,00
z	+ 0,02	+ 0,03
q	+ 0,01	+ 0,03
h ₁	+ 0,37	+ 0,36
h ₂	+ 0,38	+ 0,37
h ₃	+ 0,23	+ 0,23

Probe Nr. 6	to	t Bruch 2'35" -spalt
x	+ 0,02	+ 0,02
y	- 0,02	+ 0,01
z	- 0,01	- 0,01
y	+ 0,04	+ 0,03
h ₁	+ 0,02	+ 0,02
h ₂	- 0,01	0,00
h ₃	+ 0,14	+ 0,14

Verformung			
Last 18 kg	Probe Nr. 7	to	t Bruch 9'05" -spalt
	x	0,00	+ 0,01
	y	0,00	+ 0,01
	z	0,00	+ 0,02
	q	0,00	+ 0,04
	h ₁	+ 0,30	+ 0,30
	h ₂	+ 0,26	+ 0,26
	h ₃	+ 0,29	+ 0,29

Probe Nr. 8	to	t Bruch 9'25" -spalt
x	0,00	+ 0,01
y	0,00	+ 0,02
z	0,00	+ 0,04
q	0,00	+ 0,01
h ₁	+ 0,78	+ 0,77
h ₂	+ 0,68	+ 0,67
h ₃	+ 0,80	+ 0,80

Probe Nr. 9	to	t Bruch 6'10" -spalt
x	0,00	+ 0,01
y	0,00	0,00
z	0,00	+ 0,02
q	0,00	+ 0,01
h ₁	+ 0,48	+ 0,48
h ₂	+ 0,36	+ 0,37
h ₃	+ 0,42	+ 0,42

Verformung

Last 17 kg	Probe Nr. 10	to	t Bruch 5'35" -spalt
	x	0,00	+ 0,02
	y	0,00	- 0,01
	z	0,00	+ 0,02
	q	0,00	+ 0,02
	n ₁	+ 0,38	+ 0,37
	n ₂	+ 0,35	+ 0,37
	n ₃	+ 0,29	+ 0,30

	Probe Nr. 11	to	t Bruch 14'40" -spalt
	x	- 0,01	+ 0,01
	y	0,00	0,00
	z	+ 0,01	+ 0,02
	q	- 0,01	- 0,01
	n ₁	+ 0,47	+ 0,46
	n ₂	+ 0,60	+ 0,60
	n ₃	+ 0,40	+ 0,36

	Probe Nr. 12	to	t Bruch 5'20" -spalt
	x	0,00	+ 0,01
	y	0,00	0,00
	z	+ 0,01	+ 0,02
	q	- 0,02	- 0,01
	n ₁	+ 0,22	+ 0,22
	n ₂	+ 0,18	+ 0,19
	n ₃	+ 0,24	+ 0,24

Last 16 kg	Verformung		
	Probe Nr. 13	to	t Bruch 21'15" -spalt
	x	0,00	+ 0,02
	y	0,00	+ 0,01
	z	0,00	+ 0,02
	q	- 0,02	+ 0,01
	h ₁	+ 0,29	+ 0,29
	h ₂	+ 0,32	+ 0,37
	h ₃	+ 0,35	+ 0,36

Probe Nr. 14	to	t Bruch 22'40" -spalt
x	0,00	+ 0,03
y	0,00	+ 0,01
z	+ 0,01	+ 0,02
q	- 0,01	+ 0,02
h ₁	+ 0,28	+ 0,28
h ₂	+ 0,25	+ 0,29
h ₃	+ 0,25	+ 0,25

Probe Nr. 15	to	t Bruch 12'05" -spalt
x	0,00	+ 0,01
y	0,00	+ 0,01
z	0,00	+ 0,02
q	- 0,01	0,00
h ₁	+ 0,27	+ 0,27
h ₂	+ 0,31	+ 0,32
h ₃	+ 0,25	+ 0,25

Verformung

Last 15 kg	Probe Nr. 16	to	t Bruch 6'20 -spalt
	x	0,00	+ 0,01
	y	0,00	+ 0,02
	z	0,00	+ 0,01
	q	- 0,01	+ 0,01
	h ₁	+ 0,35	+ 0,35
	h ₂	+ 0,47	+ 0,50
	h ₃	+ 0,17	+ 0,18

Probe Nr. 17	to	t Bruch 8'50" -spalt
x	0,00	+ 0,02
y	0,00	0,00
z	+ 0,01	+ 0,02
q	- 0,01	- 0,01
h ₁	+ 0,35	+ 0,38
h ₂	+ 0,42	+ 0,44
h ₃	+ 0,18	+ 0,17

Probe Nr. 18	to	t Bruch 9'30" -spalt
x	0,00	+ 0,02
y	0,00	+ 0,01
z	+ 0,01	+ 0,01
q	- 0,01	- 0,01
h ₁	+ 0,41	+ 0,41
h ₂	+ 0,40	+ 0,41
h ₃	+ 0,34	+ 0,32

Verformung

Last 14 kg	Probe Nr. 19	to	t ₃₀	t Bruch 36'33" -spalt
	x	$\pm 0,00$	+ 0,03	$\pm 0,00$
	y	$\pm 0,00$	+ 0,01	- 0,01
	z	+ 0,01	+ 0,02	0,00
	q	0,00	+ 0,02	- 0,01
	h ₁	+ 0,32	+ 0,32	+ 0,31
	h ₂	+ 0,25	+ 0,26	+ 0,27
	h ₃	+ 0,25	+ 0,23	+ 0,23

Probe Nr. 20	to	t ₃₀	t Bruch 36'24" -spalt
x	0,00	+ 0,04	+ 0,02
y	0,00	0,00	+ 0,02
z	+ 0,04	+ 0,02	+ 0,02
q	- 0,02	+ 0,01	- 0,03
h ₁	+ 0,33	+ 0,32	+ 0,30
h ₂	+ 0,32	+ 0,38	+ 0,35
h ₃	+ 0,26	+ 0,26	+ 0,24

Probe Nr. 21	to	t Bruch 18'40" -spalt
x	0,00	+ 0,01
y	- 0,01	+ 0,01
z	0,00	- 0,01
q	0,00	0,00
h ₁	+ 0,09	+ 0,09
h ₂	+ 0,02	+ 0,02
h ₃	- 0,03	- 0,02

Last 13 kg	Probe Nr. 22	Verformung		t Bruch 37'13" -spalt
		to	t ₃₀	
	x	0,00	+ 0,02	+ 0,01
	y	0,00	0,00	- 0,01
	z	+ 0,01	0,00	0,00
	q	+ 0,01	+ 0,03	- 0,01
	h ₁	+ 0,59	+ 0,58	+ 0,58
	h ₂	+ 0,46	+ 0,46	+ 0,47
	h ₃	+ 0,50	+ 0,50	+ 0,49

Probe Nr. 23	to	t Bruch 6'40" -spalt
x	- 0,01	+ 0,02
y	0,00	0,00
z	+ 0,03	0,00
q	0,00	- 0,01
h ₁	+ 0,16	+ 0,20
h ₂	+ 0,14	+ 0,10
h ₃	+ 0,25	+ 0,20

Probe Nr. 24	to	t Bruch 20'20" -spalt
x	0,00	0,00
y	- 0,02	0,00
z	- 0,01	0,00
q	- 0,01	- 0,02
h ₁	+ 0,42	+ 0,40
h ₂	+ 0,28	+ 0,28
h ₃	+ 0,33	+ 0,31

Last 12 kg	Probe Nr. 25	Verformung		t Bruch 45'20" -spalt
		to	t ₃₀	
	x	0,00	+ 0,03	- 0,01
	y	0,00	0,00	0,00
	z	0,00	+ 0,01	+ 0,01
	q	- 0,01	- 0,02	- 0,02
	h ₁	+ 0,40	+ 0,40	+ 0,39
	h ₂	+ 0,46	+ 0,49	+ 0,43
	h ₃	+ 0,38	+ 0,38	+ 0,38

Probe Nr. 26	to	t Bruch 21'10" -spalt
x	0,00	0,00
y	0,00	0,00
z	+ 0,01	0,00
q	0,00	+ 0,01
h ₁	+ 0,29	+ 0,29
h ₂	+ 0,23	+ 0,26
h ₃	+ 0,28	+ 0,28

Probe Nr. 27	to	t Bruch 15' -spalt
x	0,00	0,00
y	0,00	0,00
z	- 0,04	- 0,01
q	- 0,01	- 0,01
h ₁	+ 0,01	+ 0,01
h ₂	- 0,02	- 0,02
h ₃	+ 0,03	+ 0,01

Last 11 kg	Probe Nr. 28	to	t Bruch 25'05" -spalt
	x	0,00	+ 0,05
	y	0,00	- 0,04
	z	0,00	0,00
	q	0,00	- 0,01
	h ₁	+ 0,12	+ 0,16
	h ₂	+ 0,10	+ 0,14
	h ₃	+ 0,18	+ 0,14

Probe Nr. 29	to	t Bruch 24'35" -spalt
x	0,00	0,00
y	- 0,02	+ 0,01
z	- 0,01	0,00
q	+ 0,03	+ 0,01
h ₁	+ 0,31	+ 0,31
h ₂	+ 0,20	+ 0,19
h ₃	+ 0,30	+ 0,33

Probe Nr. 30	to	t _{30'}	t Bruch 44'45" -spalt
x	0,00	+ 0,02	+ 0,01
y	0,00	- 0,01	- 0,01
z	- 0,02	0,00	0,00
q	- 0,01	- 0,02	- 0,01
h ₁	+ 0,57	+ 0,56	+ 0,59
h ₂	+ 0,53	+ 0,55	+ 0,53
h ₃	+ 0,49	+ 0,47	+ 0,48

Last 10 kg	Probe Nr. 31	Verformung		t Bruch 30'10" -spalt
		t ₀	t ₃₀	
	x	0,00	+ 0,02	+ 0,02
	y	0,00	- 0,01	- 0,01
	z	0,00	+ 0,01	0,00
	q	- 0,01	- 0,04	- 0,02
	h ₁	- 0,02	- 0,03	- 0,04
	h ₂	- 0,01	+ 0,02	+ 0,01
	h ₃	+ 0,04	+ 0,01	+ 0,02

Probe Nr. 32	t ₀	t ₃₀	t Bruch 44'30" -spalt
x	0,00	+ 0,02	+ 0,02
y	0,00	- 0,01	- 0,01
z	0,00	0,00	- 0,01
q	- 0,01	- 0,02	- 0,02
h ₁	+ 0,42	+ 0,42	+ 0,41
h ₂	+ 0,33	+ 0,34	+ 0,34
h ₃	+ 0,41	+ 0,41	+ 0,41

Probe Nr. 33	t ₀	t ₃₀	t Bruch 27'35" -spalt
x	0,00		0,00
y	0,00		0,00
z	- 0,01		- 0,01
q	+ 0,01		- 0,01
h ₁	0,00		+ 0,02
h ₂	- 0,02		+ 0,01
h ₃	- 0,07		- 0,01

Last 9 kg	Probe Nr. 34	Verformung	
		to	t Bruch 11' -spalt
	x	+ 0,01	- 0,01
	y	0,00	+ 0,01
	z	- 0,01	0,00
	q	- 0,01	- 0,01
	h ₁	- 0,03	- 0,04
	h ₂	- 0,05	- 0,08
	h ₃	- 0,10	- 0,10

Probe Nr. 35	to	t ₃₀	t ₆₀	t Bruch 67'30" -spalt
x	0,00	0,00	0,00	0,00
y	0,00	+ 0,02	+ 0,01	+ 0,01
z	- 0,01	- 0,01	0,00	0,00
q	- 0,04	- 0,04	- 0,03	- 0,03
h ₁	- 0,09	- 0,09	- 0,09	- 0,09
h ₂	- 0,09	- 0,09	- 0,08	- 0,07
h ₃	- 0,10	- 0,10	- 0,09	- 0,09

Probe Nr. 36	to	t ₃₀	t ₆₀	t Bruch 60'30" -spalt
x	0,00	0,00	0,00	0,00
y	0,00	0,00	- 0,01	- 0,01
z	- 0,02	- 0,01	- 0,02	- 0,02
q	0,00	+ 0,01	0,00	0,00
h ₁	+ 0,16	+ 0,17	+ 0,17	+ 0,17
h ₂	+ 0,12	+ 0,15	+ 0,15	+ 0,15
h ₃	+ 0,15	+ 0,14	+ 0,14	+ 0,14

		Verformung	
Last 8 kg	Probe Nr. 37	to	t Bruch 18'10" -spalt
	x	0,00	+ 0,01
	y	0,00	0,00
	z	- 0,01	- 0,02
	q	0,00	- 0,01
	h ₁	+ 0,13	+ 0,12
	h ₂	+ 0,13	+ 0,11
	h ₃	+ 0,09	+ 0,09

	Probe Nr. 38	to	t Bruch 28'45" -spalt
	x	+ 0,01	0,00
	y	+ 0,02	- 0,01
	z	0,00	- 0,01
	q	- 0,04	- 0,04
	h ₁	- 0,06	- 0,06
	h ₂	- 0,05	- 0,09
	h ₃	- 0,09	- 0,09

	Probe Nr. 39	to	t _{30'}	t _{60'}	t Bruch 89'10" -spalt
	x	- 0,05	0,00	+ 0,01	0,00
	y	0,00	+ 0,01	+ 0,01	+ 0,01
	z	- 0,01	- 0,02	0,00	- 0,02
	q	- 0,02	- 0,03	- 0,02	- 0,01
	h ₁	+ 0,17	+ 0,17	+ 0,16	+ 0,17
	h ₂	+ 0,10	+ 0,16	+ 0,10	+ 0,12
	h ₃	+ 0,16	+ 0,17	+ 0,19	+ 0,18

Verformung

Last 7 kg	Probe Nr. 40	t ₀	t Bruch 27'50" -spalt
	x	+ 0,02	+ 0,03
	y	0,00	+ 0,03
	z	0,00	- 0,02
	q	- 0,04	- 0,05
	h ₁	+ 0,06	+ 0,06
	h ₂	- 0,08	- 0,06
	h ₃	+ 0,03	+ 0,02

Probe Nr. 41	t ₀	t ₃₀	t ₆₀	t ₉₀	t Bruch 108'20" -spalt
x	0,00	+0,01	+0,01	+0,01	+0,02
y	0,00	0,00	+0,01	0,00	-0,01
z	-0,01	0,00	0,00	-0,01	-0,01
q	-0,02	-0,03	-0,03	-0,03	-0,03
h ₁	-0,04	-0,05	-0,04	-0,04	-0,05
h ₂	-0,09	-0,09	-0,05	-0,05	-0,05
h ₃	-0,11	-0,11	-0,09	-0,10	-0,10

Probe Nr. 42	t ₀	t ₃₀	t ₆₀	t ₉₀	t Bruch 116'10 -spalt
x	0,00	0,00	-0,02	-0,01	+0,01
y	0,00	-0,01	+0,01	+0,01	-0,01
z	-0,01	-0,02	-0,01	0,00	-0,01
q	-0,02	-0,03	-0,03	-0,02	-0,01
h ₁	-0,02	-0,03	-0,02	-0,05	-0,03
h ₂	0,00	0,00	0,00	+0,00	+0,01
h ₃	+0,10	+0,08	+0,10	+0,08	+0,08

Last 6 kg	Probe Nr. 43	t ₀	t ₃₀	t ₆₀	t ₉₀	t Bruch 120' -spalt
	x	-0,02	-0,02	-0,02	-0,02	-0,02
	y	-0,06	-0,09	-0,09	-0,09	-0,08
	z	-0,01	-0,01	-0,01	-0,02	0,00
	q	-0,04	-0,03	-0,03	-0,03	-0,05
	h ₁	-0,11	-0,14	-0,16	-0,14	-0,14
	h ₂	-0,21	-0,21	-0,21	-0,20	-0,21
	h ₃	+0,01	+0,01	+0,01	+0,01	±0,00

Probe Nr. 44	t ₀	t ₃₀	t ₆₀	t ₉₀	t ₁₂₀	t ₁₅₀	t ₁₈₀	t Bruch 192' -spalt
x	-0,01	-0,02	-0,03	-0,03	-0,02	-0,01	-0,02	-0,02
y	-0,08	-0,08	-0,08	-0,08	-0,07	-0,08	-0,08	-0,09
z	0,00	0,00	-0,01	0,00	+0,01	+0,01	+0,01	+0,02
q	0,00	-0,01	-0,04	-0,04	-0,03	-0,03	-0,03	-0,04
h ₁	-0,11	-0,11	-0,11	-0,11	-0,11	-0,12	-0,12	-0,12
h ₂	-0,17	-0,17	-0,17	-0,19	-0,19	-0,18	-0,18	-0,18
h ₃	+0,02	+0,03	+0,03	+0,02	+0,02	+0,02	+0,03	+0,03

Probe Nr. 45	t ₀	t ₃₀	t ₆₀	t ₉₀	t ₁₂₀	t ₁₅₀	t ₁₈₀	t Bruch 205' -spalt
x	-0,03	-0,01	+0,01	+0,02	+0,03	+0,02	+0,02	-0,01
y	-0,02	+0,01	+0,02	+0,02	+0,02	+0,01	+0,01	0,00
z	-0,01	-0,02	-0,03	-0,02	-0,01	-0,01	-0,01	+0,02
q	-0,03	-0,02	-0,01	-0,01	-0,01	-0,01	-0,01	-0,02
h ₁	+0,26	+0,26	+0,27	+0,25	+0,25	+0,26	+0,26	+0,26
h ₂	+0,10	+0,10	+0,13	+0,14	+0,14	+0,13	+0,12	+0,12
h ₃	+0,22	+0,22	+0,21	+0,21	+0,21	+0,22	+0,22	+0,22

Paladon

Abweichung vom Messingmodell nach der Polymeisation

	x	y	z	q	h ₁	h ₂	h ₃
1	0,00	-0,01	-0,02	-0,01	+0,20	+0,18	+0,18
2	0,00	-0,01	+0,03	-0,01	+0,41	+0,36	+0,38
3	0,00	-0,01	+0,01	-0,01	+0,35	+0,26	+0,31
4	0,00	-0,01	+0,03	0,00	+0,37	+0,30	+0,38
5	-0,01	-0,01	+0,01	0,00	+0,23	+0,37	+0,48
6	0,00	-0,01	+0,02	-0,01	+0,18	+0,20	+0,17
7	0,00	0,00	+0,01	0,00	+0,47	+0,57	+0,57
8	0,00	+0,01	+0,06	0,00	+0,33	+0,29	+0,27
9	0,00	+0,01	+0,01	-0,06	-0,07	-0,06	-0,08
10	+0,01	-0,01	+0,02	+0,02	+0,50	+0,47	+0,43
11	-0,01	0,00	+0,04	-0,01	+0,44	+0,40	+0,39
12	0,00	-0,04	0,00	-0,04	-0,12	-0,07	0,27
13	0,00	-0,03	+0,02	-0,03	+0,47	+0,40	+0,31
14	0,00	+0,02	+0,02	-0,02	+0,41	+0,50	+0,47
15	-0,01	-0,01	+0,01	-0,04	-0,06	-0,08	-0,11
16	0,00	-0,04	-0,01	-0,01	+0,46	+0,49	+0,54
17	0,00	-0,01	+0,03	-0,04	+0,60	+0,50	+0,69
18	0,00	-0,02	0,00	-0,01	+0,29	+0,33	+0,29
19	0,00	-0,01	+0,01	-0,02	+0,45	+0,48	+0,29
20	-0,01	-0,01	+0,02	-0,03	+0,73	+0,67	+0,63
21	+0,01	0,00	-0,01	-0,05	+0,09	+0,04	+0,03
22	+0,01	-0,03	0,00	-0,02	+0,24	+0,28	+0,46
23	-0,01	-0,01	+0,05	-0,01	+0,56	+0,61	+0,64
24	-0,01	-0,03	-0,01	-0,07	+0,10	+0,17	+0,11
25	0,00	0,00	+0,01	-0,01	+0,61	+0,49	-0,60
26	0,00	0,00	+0,04	-0,01	+0,60	+0,60	-0,51
27	-0,01	-0,03	0,00	-0,03	+0,04	-0,07	+0,08
28	0,00	0,00	+0,03	-0,04	+0,39	+0,44	+0,30
29	+0,01	0,00	+0,01	0,00	+0,43	+0,42	+0,36
30	0,00	-0,02	-0,02	-0,03	+0,64	+0,07	+0,00
31	+0,01	-0,01	+0,03	-0,02	+0,34	+0,24	+0,33
32	0,00	0,00	+0,03	-0,02	+0,48	+0,60	+0,35
33	0,00	-0,01	+0,03	-0,02	+0,48	+0,60	+0,35
34	-0,01	0,00	+0,01	0,00	+0,46	+0,43	+0,49
35	-0,01	-0,03	0,00	-0,05	+0,06	+0,16	0,00
36	0,00	-0,02	0,00	-0,02	+0,29	+0,33	+0,30
37	0,00	0,00	+0,01	-0,05	+0,12	+0,20	+0,12
38	0,00	-0,03	+0,02	-0,05	+0,19	+0,12	+0,20
39	0,00	0,00	+0,01	-0,03	+0,10	+0,12	+0,10
40	+0,01	-0,02	-0,01	-0,02	-0,13	-0,07	-0,11
41	0,00	0,00	+0,01	-0,03	+0,20	+0,40	+0,22
42	0,00	-0,01	0,00	-0,03	+0,24	+0,28	+0,22
43	-0,02	-0,04	0,00	-0,04	0,00	+0,07	+0,03
44	-0,03	-0,01	-0,01	0,00	+0,00	+0,09	+0,13
45	-0,02	-0,01	-0,01	-0,03	+0,03	+0,03	+0,02
M	-0,002	-0,011	+0,012	-0,023	+0,297	+0,293	+0,252

Palapress

Abweichung vom Messingmodell nach der Polymeisation
und die dazu gehörigen Mittelwerte

	x	y	z	q	h ₁	h ₂	h ₃
1	0,00	0,00	+0,01	+0,02	+0,17	+0,25	+0,40
2	0,00	0,00	+0,01	-0,01	+0,48	+0,41	+0,46
3	0,00	0,00	+0,02	+0,01	+0,37	+0,43	+0,23
4	0,00	0,00	0,00	-0,01	+0,34	+0,34	+0,33
5	0,00	0,00	+0,02	+0,01	+0,37	+0,38	+0,23
6	+0,02	-0,02	-0,01	+0,04	+0,02	-0,01	+0,14
7	0,00	0,00	0,00	0,00	+0,30	+0,26	+0,29
8	0,00	0,00	0,00	0,00	+0,78	+0,68	+0,80
9	0,00	0,00	0,00	0,00	+0,48	+0,36	+0,42
10	0,00	0,00	0,00	0,00	+0,38	+0,35	+0,29
11	-0,01	0,00	+0,01	-0,01	+0,47	+0,60	+0,40
12	0,00	0,00	+0,01	-0,02	+0,22	+0,18	+0,24
13	0,00	0,00	0,00	-0,02	+0,29	+0,32	+0,35
14	0,00	0,00	+0,01	-0,01	+0,28	+0,25	+0,25
15	0,00	0,00	0,01	-0,01	+0,27	+0,31	+0,25
16	0,00	0,00	0,00	-0,01	+0,35	+0,47	+0,17
17	0,00	0,00	+0,01	-0,01	+0,35	+0,42	+0,18
18	0,00	0,00	+0,01	-0,01	+0,41	+0,40	+0,34
19	0,00	0,00	+0,01	0,00	+0,32	+0,25	+0,25
20	0,00	0,00	+0,04	-0,02	+0,33	+0,32	+0,26
21	0,00	-0,01	0,00	0,00	+0,09	+0,02	-0,03
22	0,00	0,00	+0,01	+0,01	+0,59	+0,46	+0,50
23	-0,01	0,00	+0,03	0,00	+0,16	+0,14	+0,25
24	0,00	-0,02	-0,01	-0,01	+0,42	+0,28	+0,33
25	0,00	0,00	0,00	-0,01	+0,40	+0,46	+0,38
26	0,00	0,00	+0,01	0,00	+0,29	+0,23	+0,28
27	0,00	0,00	-0,04	-0,01	+0,01	-0,02	+0,03
28	0,00	0,00	0,00	0,00	+0,12	+0,10	+0,18
29	0,00	-0,02	-0,01	+0,03	+0,31	+0,20	+0,30
30	0,00	0,00	-0,02	-0,01	+0,57	+0,53	+0,49
31	0,00	0,00	0,00	-0,01	-0,02	-0,01	+0,04
32	0,00	0,00	0,00	-0,01	+0,42	+0,33	+0,41
33	0,00	0,00	-0,01	+0,01	0,00	-0,02	-0,07
34	+0,01	0,00	-0,01	-0,01	-0,03	-0,05	-0,10
35	0,00	0,00	-0,01	-0,04	-0,09	-0,09	-0,10
36	0,00	0,00	-0,02	0,00	+0,16	+0,12	+0,15
37	0,00	0,00	-0,01	0,00	+0,13	+0,13	+0,09
38	+0,01	+0,02	0,00	-0,04	-0,06	-0,05	-0,09
39	-0,05	0,00	-0,01	-0,02	+0,17	+0,10	+0,16
40	+0,02	0,00	0,00	-0,04	+0,06	-0,08	+0,03
41	0,00	0,00	-0,01	-0,02	-0,04	-0,09	-0,11
42	0,00	0,00	-0,01	-0,02	-0,02	0,00	+0,10
43	-0,02	-0,06	-0,01	-0,04	-0,11	-0,21	+0,01
44	-0,01	-0,08	0,00	0,00	-0,11	-0,17	+0,02
45	-0,03	-0,02	-0,01	-0,03	+0,26	+0,10	+0,22
M	-0,002	-0,005	+0,000	-0,007	+0,237	+0,208	+0,216

19 kg	3	+0,03	+0,00	+0,01	+0,02	-0,01	-0,04	0,00
	4	+0,01	+0,01	+0,01	0,00	0,00	-0,02	0,00
	5	+0,03	0,00	+0,01	+0,02	-0,01	-0,02	0,00
18 kg	6	0,00	+0,03	0,00	-0,01	0,00	-0,01	0,00
	7	+0,01	+0,01	+0,02	+0,04	0,00	0,00	0,00
	8	+0,01	+0,02	+0,04	+0,01	-0,01	0,00	0,00
17 kg	9	+0,01	0,00	+0,02	+0,01	0,00	+0,01	0,00
	10	+0,02	+0,02	+0,02	-0,01	-0,01	+0,02	0,00
	11	+0,02	0,00	+0,01	0,00	-0,01	+0,01	0,00
16 kg	12	+0,01	0,00	+0,01	0,00	0,00	-0,04	0,00
	13	+0,02	+0,01	+0,02	+0,03	0,00	+0,01	0,00
	14	+0,03	+0,01	+0,01	+0,03	0,00	+0,05	0,00
15 kg	15	+0,01	+0,01	+0,02	+0,01	0,00	-0,04	0,00
	16	+0,01	+0,02	+0,01	+0,02	0,00	-0,00	0,00
	17	+0,02	0,00	+0,01	0,00	0,00	+0,03	0,00
	18	+0,02	+0,01	0,00	0,00	0,00	+0,02	0,00
14 kg	19	0,00	-0,01	-0,01	-0,01	0,00	+0,01	0,00
	20	+0,02	+0,02	-0,02	-0,01	-0,01	+0,02	0,00
	21	+0,01	-0,02	-0,01	0,00	0,00	-0,02	0,00
13 kg	22	+0,01	-0,01	-0,01	-0,02	0,00	+0,03	0,00
	23	+0,03	0,00	-0,03	-0,01	0,00	0,00	0,00
	24	0,00	+0,02	+0,01	-0,01	+0,04	-0,04	0,05
12 kg	25	-0,01	+0,00	+0,01	-0,01	-0,02	0,00	0,00
	26	0,00	0,00	-0,01	0,00	-0,01	-0,03	0,00
	27	0,00	0,00	+0,03	0,00	0,00	+0,03	0,00
11 kg	28	+0,05	-0,04	0,00	-0,01	0,00	0,00	-0,02
	29	0,00	+0,01	+0,01	-0,02	+0,04	+0,04	-0,04
	30	+0,01	-0,01	+0,02	0,00	0,00	-0,01	0,00
10 kg	31	+0,02	-0,01	0,00	-0,01	+0,02	0,00	+0,03
	32	+0,02	-0,01	0,00	-0,01	-0,02	+0,02	-0,02
	33	0,00	0,00	0,00	-0,01	0,00	+0,01	0,00
9 kg	34	-0,02	+0,01	+0,01	0,00	+0,02	+0,03	+0,06
	35	0,00	+0,01	+0,01	+0,01	0,00	-0,03	0,00
	36	0,00	-0,01	0,00	0,00	+0,01	+0,01	-0,01
8 kg	37	+0,01	0,00	-0,01	-0,01	-0,01	-0,02	0,00
	38	-0,01	-0,03	-0,01	0,00	0,00	-0,04	0,00
	39	+0,03	+0,01	+0,01	+0,01	0,00	+0,02	+0,02
7 kg	40	+0,01	+0,03	-0,02	-0,01	0,00	+0,02	-0,01
	41	+0,02	-0,01	0,00	-0,01	+0,01	+0,04	+0,01
	42	+0,01	-0,01	0,00	-0,01	-0,01	+0,01	-0,02
6 kg	43	0,00	-0,02	+0,01	-0,01	-0,03	0,00	-0,01
	44	-0,01	-0,01	+0,02	-0,04	-0,01	-0,01	+0,01
5 kg	45	+0,02	+0,02	-0,01	+0,01	0,00	+0,02	+0,00

$$xM = + 0,012 \quad yM = + 0,0007 \quad zM = + 0,001 \quad qM = + 0,001$$

$$h_1M = -0,002 \quad h_2M = + 0,005 \quad h_3M = - 0,004$$

P a l a p r e s s

Abweichungen von der 1. Messung bis zur Messung nach Auftreten des Bruchepaltes

	x	y	z	q	h_1	h_2	h_3
Nr. 1	0,00	-0,01	0,00	-0,01	0,00	0,00	0,00
2	0,00	-0,01	-0,02	-0,01	0,00	0,00	0,00
3	0,00	-0,01	-0,01	-0,01	0,00	0,00	0,00
4	0,00	0,00	-0,02	-0,04	+0,01	+0,02	0,00
5	0,00	0,00	0,00	-0,04	+0,02	0,00	+0,02
6	0,00	0,00	-0,01	-0,02	+0,01	0,00	0,00
7	-0,02	0,00	0,00	-0,02	+0,01	0,00	+0,01
8	0,00	+0,01	-0,01	-0,03	-0,01	-0,02	0,00
9	0,00	+0,01	0,00	0,00	-0,01	0,00	+0,01
10	+0,00	+0,01	-0,02	-0,03	0,00	+0,01	0,00
11	0,00	0,00	-0,01	0,01	0,00	0,00	-0,02
12	0,00	0,00	+0,02	+0,01	0,00	0,00	-0,01
13	0,00	+0,03	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,00
14	0,00	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
15	0,00	-0,05	-0,01	-0,01	0,00	-0,02	0,00
16	+0,04	+0,04	+0,01	+0,03	0,00	-0,03	0,00
17	-0,01	0,00	0,00	-0,02	-0,01	0,00	0,00
18	-0,01	+0,01	+0,02	0,00	0,00	-0,02	-0,03
19	0,00	0,00	-0,01	-0,02	0,00	0,00	-0,00
20	0,00	+0,02	0,00	0,00	0,00	0,00	-0,01
21	0,00	-0,01	+0,01	+0,02	0,00	0,00	-0,02
22	-0,02	+0,04	+0,02	-0,01	+0,01	+0,02	0,00
23	+0,01	+0,02	0,00	-0,02	0,00	0,00	0,00
24	0,00	-0,01	-0,01	+0,01	-0,01	0,00	-0,01
25	0,00	+0,01	0,00	+0,02	0,00	0,00	0,00
26	0,00	0,00	0,00	-0,02	0,00	-0,02	-0,00
27	-0,01	0,00	-0,01	0,00	0,00	-0,01	-0,01
28	0,00	-0,03	0,00	-0,05	+0,02	0,00	-0,02
29	0,00	-0,02	0,00	-0,01	0,00	0,00	+0,02
30	0,00	0,00	+0,03	-0,02	0,00	0,00	0,00
31	-0,01	-0,01	0,00	-0,01	0,00	+0,01	0,00
32	-0,01	-0,01	-0,01	-0,03	+0,02	0,00	+0,02
33	0,00	0,00	0,00	-0,04	+0,02	+0,02	0,00
34	+0,01	0,00	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,00
35	0,00	+0,01	0,00	-0,02	0,00	+0,01	-0,01
36	-0,02	0,00	0,00	+0,02	-0,01	0,00	0,00
37	-0,01	-0,04	+0,01	0,00	+0,02	-0,01	0,00
38	0,00	0,00	+0,01	-0,01	+0,01	-0,01	0,00
39	0,00	-0,01	-0,01	0,00	0,00	+0,02	-0,01
40	0,00	0,00	+0,01	0,00	0,00	-0,01	-0,01
41	0,00	-0,01	-0,01	0,00	+0,01	0,00	-0,04
42	0,00	0,00	+0,01	0,00	0,00	-0,01	0,00
43	-0,01	-0,02	+0,02	+0,01	-0,04	-0,06	-0,01
44	0,00	-0,03	+0,03	0,00	-0,02	0,00	-0,02
45	-0,01	-0,02	+0,01	+0,01	+0,02	0,00	+0,02

$$x_M = -0,003 \quad y_M = -0,003 \quad z_M = +0,000 \quad q_M = -0,01$$
$$h_1^M = +0,001 \quad h_2^M = -0,001 \quad h_3^M = -0,003$$

Meßergebnisse :

Mittelwerte nach der Polymeisation

der Wert h_M setzt sich aus den drei Werten h_{1M} , h_{2M} und h_{3M} zusammen

	Palapress	Paladon
x_M	= - 0,002	- 0,002
y_M	= - 0,005	- 0,011
z_M	= + 0,000	+ 0,012
q_M	= - 0,007	- 0,023
h_M	= + 0,220	+ 0,280

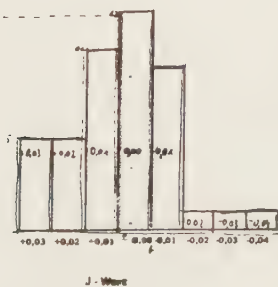
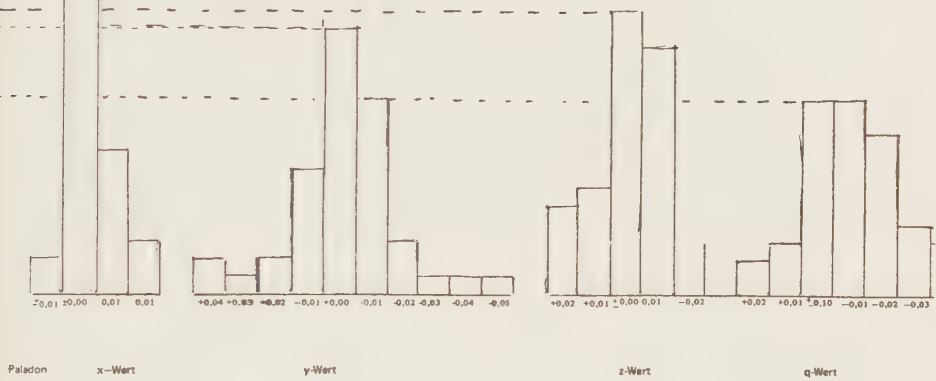
Mittelwerte nach dem Bruch

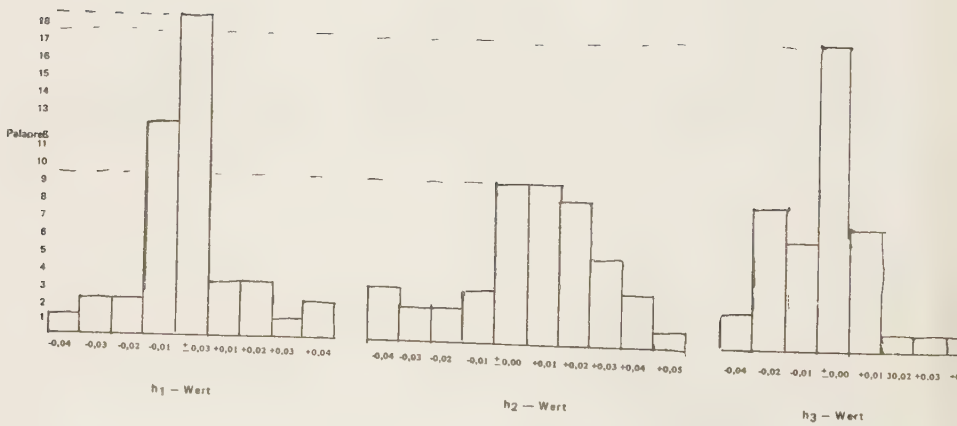
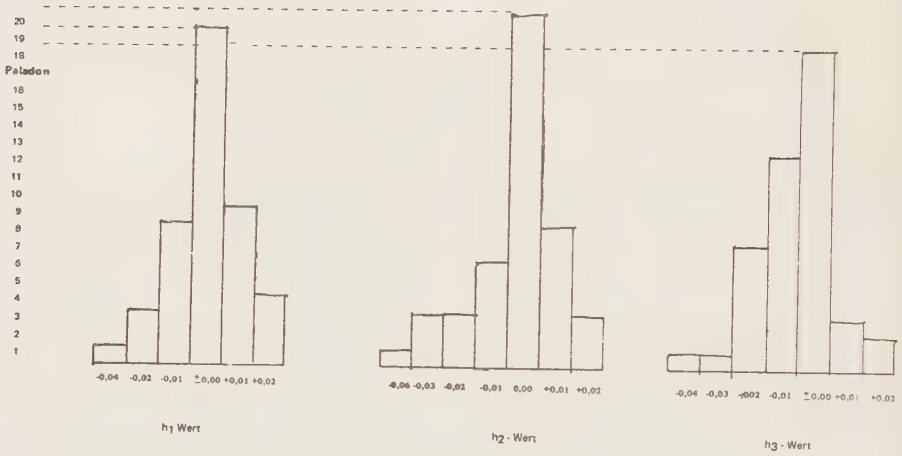
	Palapress	Paladon
x_M	= + 0,012	- 0,003
y_M	= + 0,004	- 0,003
z_M	= + 0,004	+ 0,000
q_M	= + 0,001	- 0,010
h_M	= - 0,000	- 0,001

Mittelwerte der Bruch-Zeilen

	Palapress	Paladon
20 kg	14'	2'23"
19 kg	6'12"	2'53"
18 kg	8'13"	3'36"
17 kg	8'37"	5'43"
16 kg	18'40"	5'16"
15 kg	8'13"	9'53"
14 kg	30'40"	8'56"
13 kg	21'11"	9'54"
12 kg	27'	13'33"
11 kg	30'47"	16'03"
10 kg	34'05"	16'31"
9 kg	46'20"	48'53"
8 kg	45'22"	93'58"
7 kg	80'47"	210'
6 kg	172'20"	423'

Graphische Darstellung der positiven und negativen Abweichungen von der 1. Messung bis zur Messung nach Auftreten des Bruchspaltes der 45 Paladon und der 45 Palapreß-Prüfkörper.



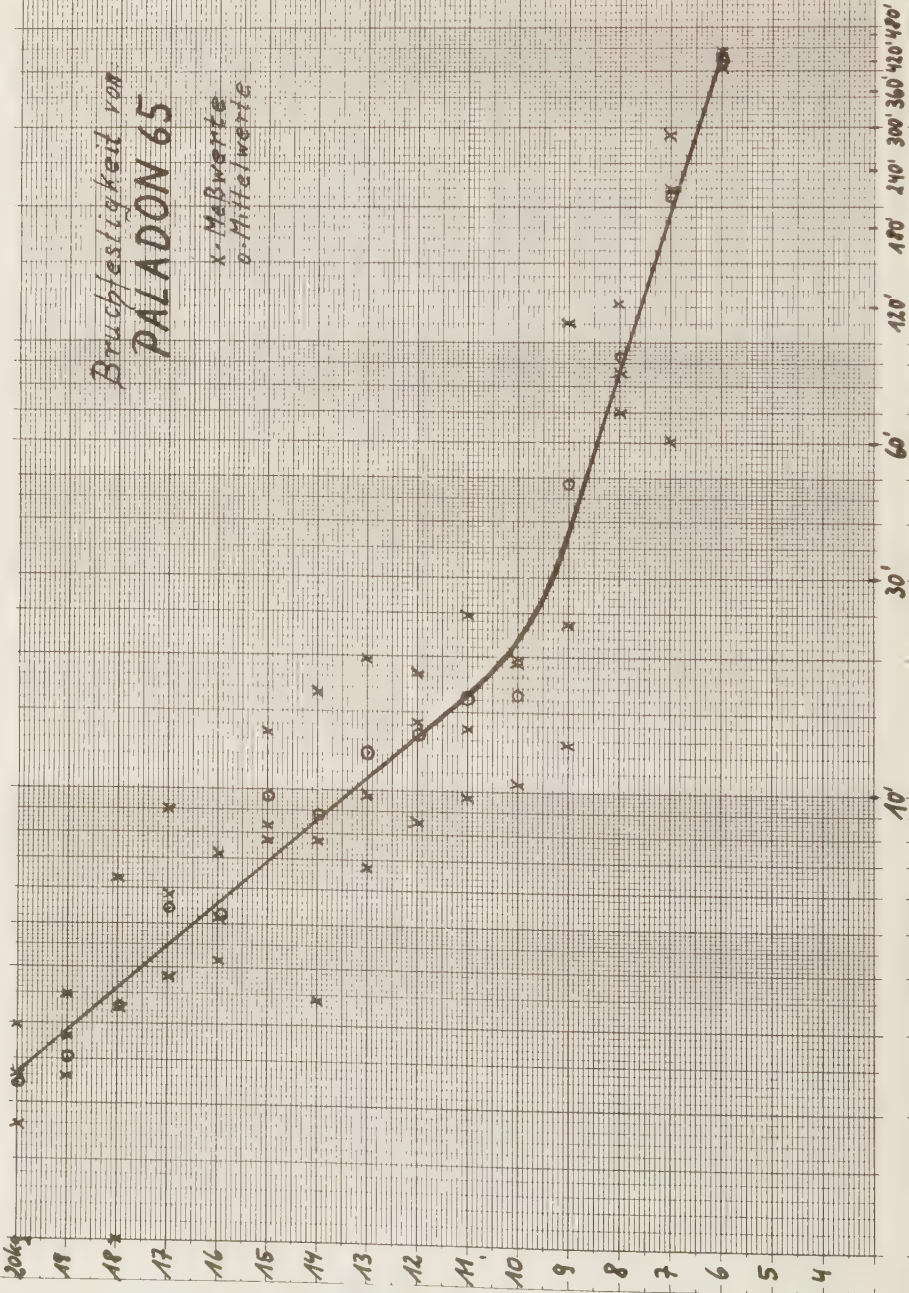


Graphische Darstellung

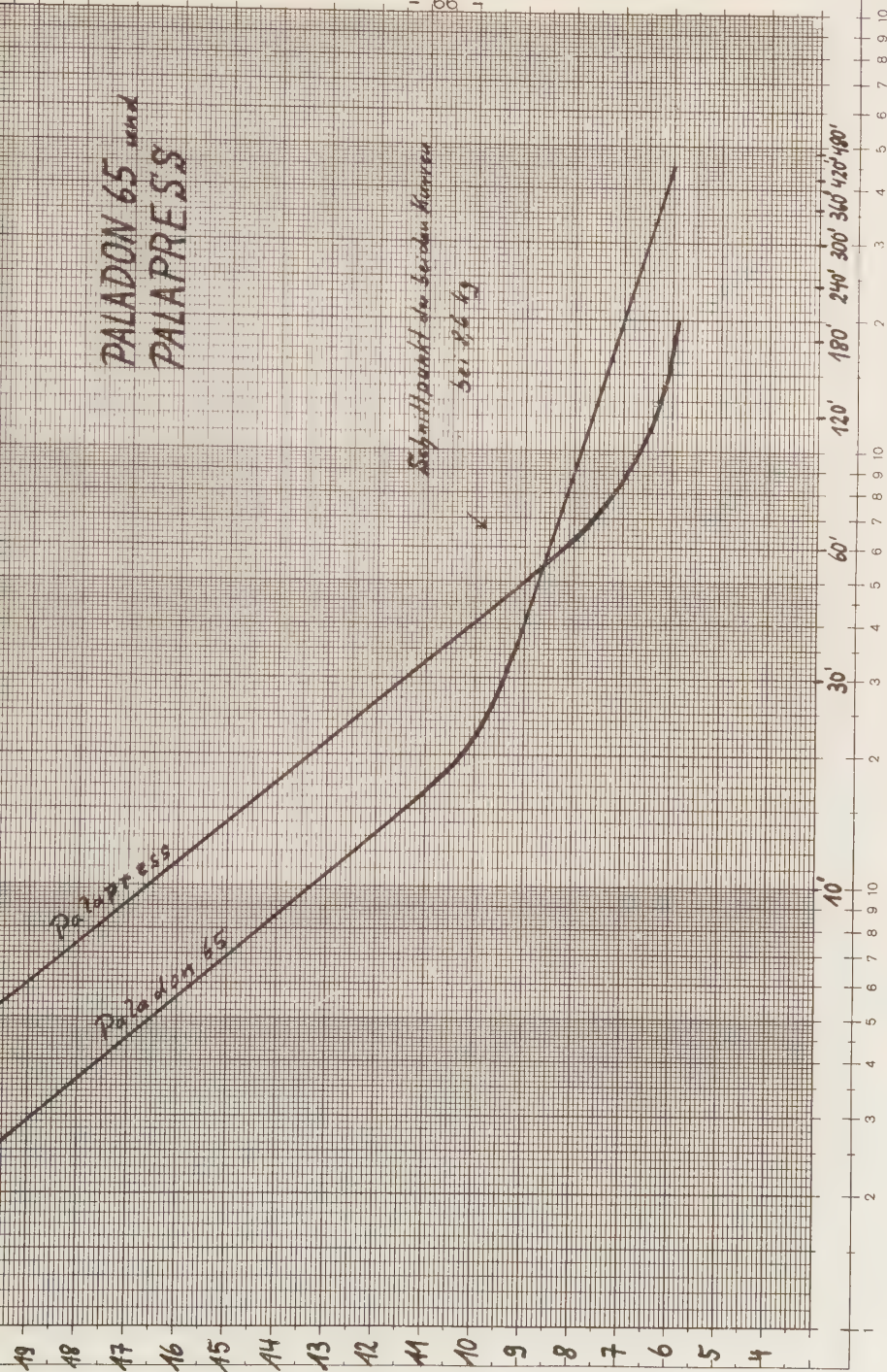
In den folgenden Ausführungen werden die Bruchwerte und die errechneten Mittelwerte graphisch dargestellt. Die daraus resultierenden Kurven sollen den Grad der Druckfestigkeit von Prothesenbasen aus Paladon im Verhältnis zu Prothesenbasen aus Palapress bringen. Auf der Ordinate sind die Gewichte in kg angegeben und auf der Abszisse die Belastungszeit.

Bruchfestigkeit von
PALADON 65

x - Maßwerte
o - Mittelwerte

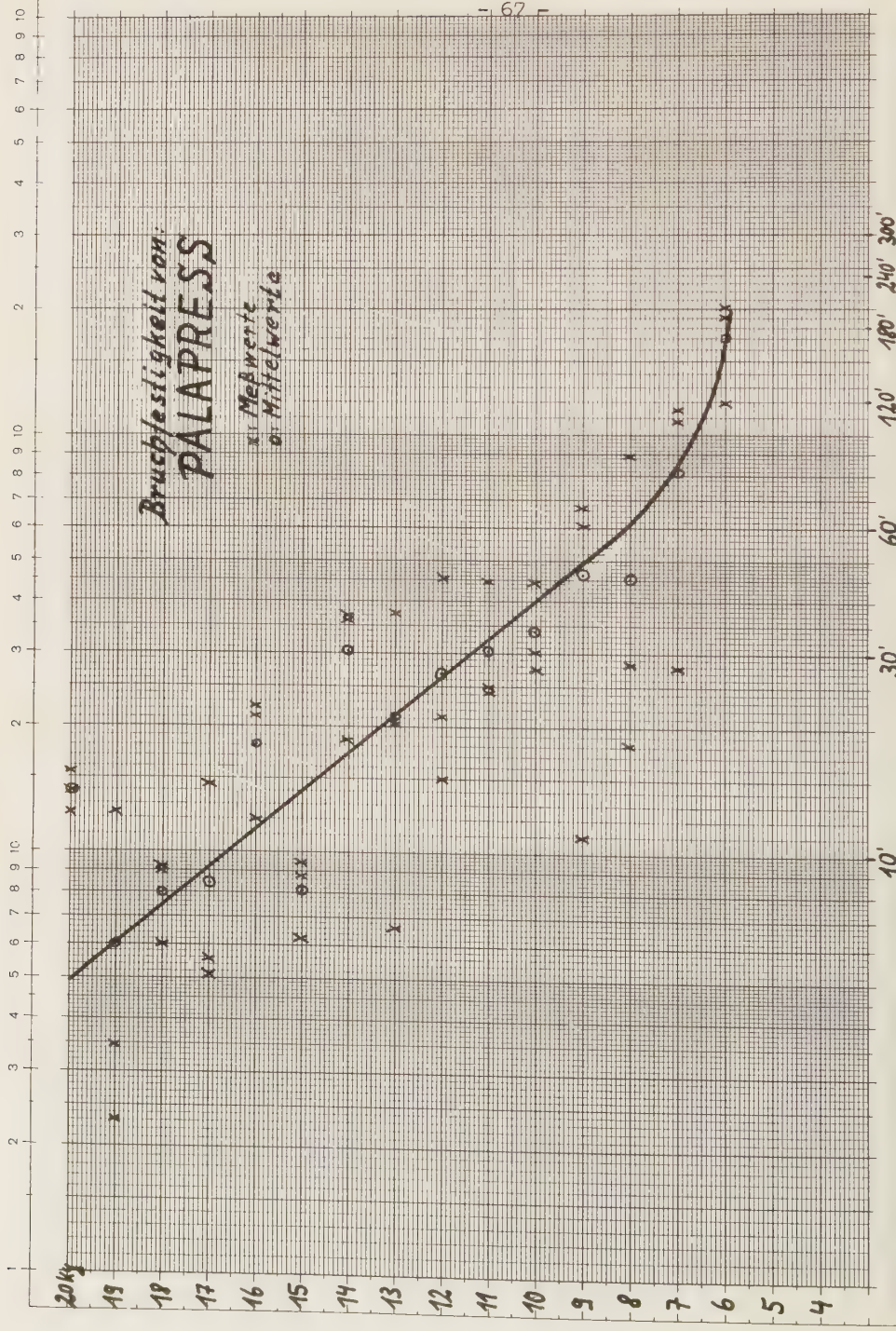


PALADON 65 und PALAPRESS



Bruchfestigkeit von: **PALAPRESS**

x: Meßwerte
o: Mittelwerte



Kritische Bewertung der Versuchsergebnisse

Es wurden 90 Kunststoffprüfkörper, und zwar 45 aus dem Wärmopolymerisat Paladon 65 und 45 aus dem Kaltpolymerisat Palapress, in Hinsicht auf Formbeständigkeit und Bruchfestigkeit bei intermittierender Druckbelastung, die bis zum Eintreten des Bruches ausgeübt wurde, untersucht.

Die in dieser Arbeit errechneten Mittelwerte können nur für Vergleiche der beiden Materialien untereinander verwandt werden.

Betrachtet man zunächst die Werte, die an den Versuchskörpern gemessen wurden, nachdem sie ausgebettet wurden, so zeigt sich, daß bereits hier eine Paßungenauigkeit aufgetreten ist. Es hat eine Kontraktion stattgefunden. Die horizontale Messung der Strecken x und y zeigt sowohl bei Paladon als auch bei Palapress fast ausschließlich negative Differenzen, während bei beiden Werkstoffen die Strecke z auffallenderweise stets positive Werte aufweist. Es kommt also eher zu einer Expansion als zu einer Kontraktion. Vergleichend zeigt jedoch Paladon die größeren Abweichungen sowohl in den negativen als auch in den positiven Werten.

Somit stellten wir ebenso wie KRAUL und andere fest, daß die Paßungenauigkeit nach erfolgter Polymerisation bei Prothesenbasen aus Paladon erheblicher sind als bei denen aus Palapress.

Paladon zeigt entsprechend den x- M Werten eine negative Abweichung vom Messingkörper von 0,0020 mm und Palapress eine negative Abweichung von 0,0015 mm. Der y M-Wert zeigt die Differenz noch deutlicher. Die Abweichung der Paladonmodelle beträgt hier -0,011 mm gegenüber der Abweichung bei Palapress - 0,005 mm.

In sagittaler Richtung zeigen die q M-Werte sowohl bei Paladon als auch bei Palapress gegenüber den horizontalen Messungen x, y, z die stärkste negative Abweichung. So zeigt Paladon 65 bei der Messung einen durchschnittlich negativen Wert $- 0,023$ mm gegenüber Palapress mit $0,007$ mm.

Zur Formveränderung gehören aber auch die Bißerhöhungen und unbeabsichtigten Verdickungen der Gaumenplatte, die immer wieder auftreten.

Die vertikalen Meßergebnisse waren sehr unterschiedlich. Es ergaben sich fast ausschließlich bei allen Prüfkörpern positive Verformungen, die im einzelnen untereinander wieder sehr differierten. An den Ergebnissen ist zu erkennen, daß, obwohl beide Werkstoffe während der Verarbeitung unter nahezu gleichen Bedingungen mit einem Pressdruck von 2 atü belastet wurden, ein gleichmäßiger Küvettenschluß nie erreicht wurde. Es traten sogar innerhalb eines Prüfkörpers verschiedene Höhendifferenzen auf. So zeigten die Paladonprüfkörper trotz gleichem Stoffverfahren und Pressdruck mit dem Werte $+ 0,280$ mm eine stärkere Bißerhöhung als die Palapressprüfkörper mit ihrem h M-Wert von $+ 0,220$ mm.

Bißerhöhungen sind, wie schon SCHRÖDER und BUTTNER feststellten, bei der Stopf- Press-Methode unvermeidbar. SCHRÖDER sagt sogar, daß eine Prothese ohne Bißerhöhung im allgemeinen ein reiner Zufall beim Stopf-Press-Verfahren sei.

Gemessene Minus-Differenzen bei den einzelnen vertikalen Messungen traten im Gegensatz zu denen in der Arbeit von AST so selten auf, daß ihnen praktisch keine Bedeutung zukam.

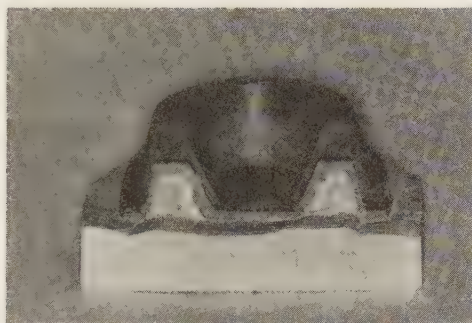


Abb. 11 Nach der Belastung und vor dem Auftreten des Bruchspaltes

Während der Versuchsreihe konnten wir bei allen Modellen, außer an denen, die mit 6 kg belastet wurden, die Aussage von KRAUL, daß die Prothesenbasis bei Belastung im Bereich der Umschlagsfalte im Molarenbereich nicht nach lateral ausweicht, sondern nach medial in Richtung der Gingiva, nicht bestätigt finden. Da aufgrund unserer Versuchsreihe die Prüfkörper länger als von KRAUL, er ließ seine Versuchsreihe über 180 Minuten laufen, belastet wurden, zeigte sich aber auch, daß bei langer Belastung die Prothesenbasis im Bereich der Umschlagsfalte in der Molaren Gegend nach lateral auswich. Auch VOSS schreibt in seiner Arbeit, daß sich die letzten Molaren etwas nach außen bewegen und daß sich der Mittelabschnitt der Gaumenplatte besonders der distale Randabschnitt vom Kiefer ablöst, während die Platte in der Gegend der Tubera besonders stark aufgebogen wird.

Auch SCHOLTZ (1967) fand bei seinen Untersuchungen, daß es zu einer elastischen Deformation kommt, wobei

sich die Gaumenwölbung aufbiegt und dieses Aufbiegen vom Frontzahnbogen aufgefangen und dadurch in sich gezerrt wird. Er fand also, daß an belasteten Prothesen hinter den mittleren Schneidezähnen die größte Spannung auftritt, woraus ersichtlich ist, daß dieser Bereich einer Prothese besonderen Belastungen ausgesetzt und dort große Bruchgefahr vorliegt. An den Prüfkörpern, die mit 7 kg und mehr belastet wurden, konnten diese Feststellungen nicht mehr gemacht werden, da sie nicht über die oben erwähnte Belastungszeit stand blieben. Sie alle kamen zum Bruch, bevor an ihnen die gleiche Feststellung hätte gemacht werden können. Bei der Gegenüberstellung der Meßwerte nach dem Sprung zeigte sich, daß der x M-Wert der Prothesenbasen aus Palapress zur 1. Messung nach der Polymerisation eine positive Abweichung von 0,012 mm gegenüber einer negativen Abweichung von 0,003 mm bei den Prothesenbasen aus Paladon aufwies.

Bei dem y M-Wert ist die Differenz der beiden untersuchten Kunststoffe noch größer. Hier zeigt sich eine durchschnittliche Abweichung bei Palapress von + 0,003 mm, während die Paladonprüfkörper einen negativen Wert von 0,003 mm zeigten.

Die z M-Werte zeigen bei Paladon im Durchschnitt keine Abweichungen, was aus der Tabelle hervorgeht, während bei Palapress eine Abweichung von + 0,004 mm vorliegt.

Eine große Abweichung zeigt die Gegenüberstellung der q M-Werte, die die Verformung in sagittaler Richtung anzeigen. Prothesenbasen aus Palapress zeigen eine positive Abweichung von 0,001 mm gegenüber den Prothesenbasen aus Paladon, die eine negative Abweichung von 0,01 mm zeigen.

Bei der Vertikalmessung zeigte bereits Palapress nach der Polymerisation gegenüber Paladon, wenn auch gering,

so doch die besseren Werte. Bei Palapreß lag der h M-Wert nach der Polymerisation, wie schon erwähnt, bei + 0,220 mm gegenüber dem Messingmodell, während die Werte von Paladon bei + 0,280 mm lagen. Auch nach Auftreten des Bruchs lag der Wert der Palapreßprüfkörper mit einer Abweichung von $\pm$ 0,000 mm zur ersten Messung besser als der Wert der Paladonprüfkörper, der bei - 0,001 mm lag.

Nach Gegenüberstellung der von uns untersuchten Kunststoffe läßt sich hinsichtlich der Paßgenauigkeit folgendes sagen: das Autopolymerisat Palapreß zeigte bei allen Messungen, sowohl nach der Polymerisation als auch nach intermittierender Druckbelastung bis zum Bruch, durchschnittlich die besseren Werte gegenüber dem Heiß-Polymerisat Paladon. Die Paßgenauigkeit nimmt bei dem Heiß-Polymerisat Paladon gegenüber dem Autopolymerisat Palapreß sichtbar ab. Da die Paßgenauigkeit aber eine Voraussetzung für die Vermeidung eines Bruches ist, muß man also die Paßgenauigkeit zur primären Forderung erheben, denn eine schlecht sitzende, schaukelnde Prothese wird stärker auf Biegung belastet. Diese Prothese ist aber dann erfahrungsgemäß den Belastungen auf die Dauer nicht gewachsen.

An Hand der Ergebnisse kann man sagen, daß es über die elastische Dehnung, zur Verformung, zum Sprung und zuletzt zum endgültigen Bruch kam.

Betrachtet man die Lage des Bruchs, so läßt sich feststellen, daß dies immer Stellen der Dauerbiegebeanspruchung waren. Die Brüche, die an den Prüfkörpern auftraten, lagen bei fast allen Modellen am vestibulären Abhang des Tubers. (Abb. 12). Bevor es zum Bruch kam, war jedesmal deutlich, außer bei den Gewaltbrüchen, der Bruchspalt zu sehen.



Abb. 12 Sprung des Prüfkörpers am vestibulären Abhang des Tubers.

Beobachtungen von UHLIG, SCHOLTZ, STRACK, VOSS und SCHWICKERATH ergaben hingegen, daß obere totale Prothesen im Munde am häufigsten in der Mittellinie, wo die stärksten Spannungszonen auftraten, brachen.

Die Brüche an unseren Prüfkörpern wurden durch die dauernde Aufbiegung des Ventilrandes, wodurch im Kunststoff eine Strukturveränderung auftrat, hervorgerufen. Unterstützt wurde das Aufbiegen durch das Polster, auf dem die Prüfkörper belastet wurden.

Die Brüche, die auftraten, waren sowohl Ermüdungs- als auch Gewaltbrüche, wovon jedoch die Ermüdungsbrüche überwiegen und die Gewaltbrüche nicht mit in die Auswertung einbezogen wurden.

BAUER definiert die Ermüdung als eine Erscheinung, die als Abfall der Festigkeitswerte bei wiederholter Belastung aufzufassen ist.

Kunststoffprothesen brechen laut STRACK an Stellen, die der Biegebeanspruchung unterworfen sind, ganz gleich, ob diese Stellen stark oder schwach modelliert

wurden. Er stellte fest, daß die Biegung auf Dauer ausschlaggebend ist und daß die Brüche selten sofort, sondern erst nach Ablauf von 1 bis 2 Jahren auftreten, was jedoch meistens von der Paßgenauigkeit der Prothese abhängt. Außerdem spielen aber auch noch andere Faktoren bis zum Auftreten des Bruches eine Rolle mit, wie z.B. die Kaukraft, die Festigkeitseigenschaft des Materials und andere.

Beim Bruch wird also die Kontinuität des Materials gestört durch das Auftreten einer durch die Belastung hervorgerufenen Spannung, die man in diesem Fall als Biegespannung bezeichnen kann.

Es kommt zu einer Veränderung der Homogenität und zur Zerstörung der Kettenstruktur der Kunststoffe.

STRACK sagt nach seinen Versuchen an Probepreßlingen, daß es bei der Dauerbiegebelastung der Kunststoffe weniger auf die Biegung als solche ankommt, als auf die Volumenänderung einzelner Bezirke (Druckzonen-Zugzonen), wo der Werkstoff teils gezerrt, teils stark komprimiert wird.

Je stärker die einwirkende Last, um so schneller geht der Verfall vor sich. JANKE sagte dazu, daß eine Erhöhung nicht möglich ist, da jede Belastung im Kunststoff unutilgbare Spuren hinterläßt.

Über die Homogenität bei den Autopolymerisaten berichten SCHROEDER und CASTAGNOLA, daß sie gleich oder schlechter sei als bei den Wärmepolymerisaten, da Druck und Wärme als homogenitätsfördernde Faktoren mehr oder weniger wegfallen. Pulver und Monomer verbinden sich nicht zu einer homogenen Masse. Das Monomer ist mehr Füllmittel, da die Anquellung der Oberfläche der Perlen nur kurze Zeit dauert.

Der Mangel an Homogenität wirkt sich natürlich auf die mechanische Festigkeit (erhöhte Bruchgefahr) aus.

Dazu sagt JANKE, daß aber Inhomogenitäten gegenüber den Homogenitäten zu einer Erhöhung der Kurzzeitfestigkeit führen, was unsere Ergebnisse ja auch bestätigen. Die niedrig und dadurch lang belasteten Prüfkörper von Paladon zeigen gegenüber dem Autopolymerisat Palapress eine größere Festigkeit. Während bei höheren Belastungen und somit einer kurzen Belastungszeit, die Palapressprüfkörper eine größere Festigkeit zeigten. Es ergibt sich daraus, daß in einem bestimmten Zeitraum und einer bestimmten Last eine Kreuzung der Festigkeitslinien auftreten muß, was auch aus unseren graphischen Darstellungen ersichtlich ist.

Zu der Kettenstruktur ist zu sagen, daß ein schneller Ablauf der Polymerisation, wie es bei dem Autopolymerisat Palapress der Fall ist, ein vollständiges Auspolymerisieren verhindert, dadurch die Kettenlänge verkürzt ist und eine geringere Festigkeit vorliegt.

Es ist festgestellt worden, daß ungenügend polymerisierter Prothesenkunststoff die gleichen Fehler aufweist, wie selbstpolymerisierende Kunststoffe und daß umgekehrt die Autopolymerisate nach einer Kochzeit von 30 Minuten widerstandsfähiger werden. Von RINK wurde an Hand von Molekulargewichtsuntersuchungen nachgewiesen, daß das Endprodukt um so minderwertiger ist, je schneller die Polymerisation vonstatten geht. Es ist also vorteilhaft, wenn der Polymerisationsvorgang langsam vor sich geht, da die Länge und Verflechtung der Fadenmoleküle durch frühzeitigen Abbruch der Kettenreaktion geringer werden. Durch die zu schnelle Polymerisation erhöht sich aber auch der Restmonomergehalt und gerade dieser ist ein Grund dafür, daß die Autopolymerisate den Warmpolymerisaten in der Bruch-

festigkeit nicht gleichkommen.

An Hand der graphischen Darstellung ist zu erkennen, was auch aus den Tabellen und dem obigen Text hervorgeht, daß bei niederen Belastungen bis ca. 8 kg das Warmpolymerisat Paladon gegenüber dem Kaltpolymerisat Palapress eine höhere Haltbarkeit aufweist. Beim Übertragen der Kurven von Paladon und Palapress in ein gemeinsames Diagramm erhielten wir zwei sich kreuzende Kurven mit verschiedenem Verlauf. Wir stellten fest, daß bei ca. 8,6 kg ein Schnittpunkt vorlag und daß bei höheren Gewichten als 8,6 kg das Warmpolymerisat in der Bruchfestigkeit dem Kaltpolymerisat unterlegen ist.

KULZER gibt nach einem Biegetest mit der FDI-Norm die Bruchlast der Heißpolymerisate mit 6 kg und die des Palapress mit 7,1 kg an. Diese Werte, die entgegen unserer Darstellung besagen, daß Palapress eine größere Festigkeit aufweist als Paladon, können mit den unsrigen nicht verglichen werden, da wir in unseren Versuchsreihen von einer Dauerbelastung, die den gegebenen Mundverhältnissen nahe kommt, ausgegangen sind.

Unsere Beobachtung deckt sich mit der Feststellung JANKES, daß homogene Stoffe bei Langzeitbelastung haltbarer sind und daß bei Kurzzeitbelastung die inhomogenen Stoffe die größere Festigkeit aufweisen. Außerdem sagt er auch, daß bei Kurzzeitbelastung der Bruch bei langkettigen Stoffen in erster Linie durch Trennung der Hauptvalenzen und bei Langzeitbelastung der Bruch durch Trennung der Nebenvalenzen eintritt und daß ferner bei kurzkettigem Stoff die Trennung der Teile in jedem Fall durch Lösung der Nebenvalenzen auftritt.

Aus unserer Arbeit können wir schließen, daß sich die Autopolymerisate in den vergangenen Jahren bezüglich ihrer Festigkeit gebessert haben müssen. Man könnte

also in der Plattenprothetik generell von der Heißpolymerisation zu der Autopolymerisation übergehen, würden nicht gewisse Bedenken in bezug auf die mechanische Widerstandskraft und den Polymerisationsgrad der letzteren bestehen. Ob es anzustreben ist, die jetzt bestehende Festigkeit weiter zu erhöhen, erscheint in unserem Fachgebiet fraglich. Meist zwingt doch erst der Bruch einer Prothese den Patienten, uns aufzusuchen. Außerdem gibt ja der Bruch an, ob sich das Prothesenlager verändert hat. In sehr vielen Fällen liegt dann ein Biegebuch vor. Nur so, durch den Bruch oder auch der Spaltbildung haben wir die Gelegenheit, evtl. "hohl-liegende Stellen" aufzufüttern und damit weitere Schädigungen des Alveolarfortsatzes zu verhindern.

Zusammenfassung:

In eigenen Versuchen sollte die Formbeständigkeit und Bruchfestigkeit von Kunststoffprothesenbasen aus Paladon und Palapress nach intermittierender Bruchbelastung miteinander verglichen werden.

Im einleitenden theoretischen Teil der Arbeit wurde über das Kauzentrum und die Kaukraft gesprochen. Im praktischen Teil wurden die Kunststoffe Paladon und Palapress im Hinblick auf ihre Bruchfestigkeit mit Hilfe einer hierfür von KRAUL angefertigten Apparatur, die geringfügig umgebaut wurde, bei intermittierender Druckbelastung auf einem elastischen Polster getestet und verglichen. Es wurden 90 stilisierte Prothesenbasen hergestellt. Fünf- und vierzig aus Paladon und fünfundvierzig aus Palapress. Die Belastung erfolgte in Form von Hackbewegungen. Die Belastung der Versuchskörper betrug auf jeder Seite 6 kg bis 20 kg, die Frequenz entsprach 68 Belastungen in der Minute für jede Prothesenseite. Während der ganzen Versuchszeit befanden sich die Prothesenbasen in einer Ringerlösung. Die Prothesenbasen wurden 30 Minuten belastet und dann mikroskopisch in 7 Meßbereichen vermessen. Die Dimensionsveränderungen nach der Polymerisation und nach dem Bruch wurden tabellarisch festgehalten und die Mittelwerte graphisch dargestellt. Die Untersuchungen führten zu folgenden Ergebnissen:

Das Autopolymerisat zeigt für alle Meßbereiche, sowohl horizontal, transversal, sagittal als auch vertikal eine größere Formtreue nach der Polymerisation, während der Belastung und auch nach Eintreten des Bruches.

Ferner wurde festgestellt, daß das Heißpolymerisat bis zu der Belastung von 8,6 kg die höhere Haltbarkeit

aufweist, daß aber auch bei 8,6 kg ein Schnittpunkt vorliegt von dem aus, mit höheren Belastungen, das Autopolymerisat die höhere Haltbarkeit aufweist, d.h. daß aber bei Dauerbelastung im normalen Umfange die Prothesen aus Warmpolymerisat die längere Haltbarkeit aufweisen werden.

Literaturverzeichnis

- ANDERFS, T.: Über die Paßform von Kunststoffprothesen
S. M. f. Z. H. 5, 531 (1952)
- ANDRESON, D. J.: A Method of Recording Masticatory Loads
J. Dent. Res. 32, 787 (1953)
- AST, G.: Untersuchungen über Formveränderungen an
Kunststoffprothesen während des Herstellungs-
prozesses.
Med. Diss. Marburg 1954
- BAUER, W.: Die Methacrylära in der Zahnheilkunde
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 4, 1165 (1949)
- BECK, H.: Innere Spannungen in Polystyrol- Spritz-
gußteilen
Kunststoffe, Bd. 41, S. 286 (1951)
- BELGER, L.: nachzulesen bei KÖRBER, E. Die Belastung des
zahnlosen Kiefers durch Plattenprothesen.
DZZ 19 (1964) H 8, S. 711
- BONYHARD: "Resilienz, Resorption und Prothesengestal-
tung"
Zeitschrift für Stomalogie 1938, S. 10
- BRUDVOLD, F.: A basic study of the chewing forces of a
denture wearer
J. Am. Dent. Ass. 43. 45, (1951)
- BRUDZINSKI, P. M.: Über die Paßgenauigkeit von Prothesenbasen
aus Kunststoff nach üblichen und nach dem
HEDENT-Verfahren hergestellt.
Med. Diss. Marburg 1970
- BÜTTNER, M.: Die Polymerisation von Kunststoffen in Heiß-
luft bei Verwendung des Impreß-Nachpreß-Ge-
rätes nach JANKE.
Med. Diss. Leipzig 1957
- CONOD, H. B.: Biomechanik der partiellen Prothese
In: Fortschrittliche Verfahren der auslän-
dischen Zahnheilkunde.
- CORNELIUS, G.: Untersuchungen über den Einfluß einer ein-
seitigen Politur auf Form und Beständigkeit
des Paladons unter Berücksichtigung der Was-
seraufnahme.
Med. Diss. Marburg 1952

- CURBY: nachzulesen bei EICHNER, K.:
Messungen der Kräfte bei Kauvorgängen
DZZ 1963, H. 17, S. 915
- EICHNER, K.: Messungen der Kräfte bei Kauvorgängen
DZZ 1963, H. 17, S. 915
- Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und
ihre Verarbeitung
Berlinische Verlagsanstalt GmbH,
Berlin-West 1960
- FALCK, K.; STRACK, R.,
HENKEL, G., UHLIG, H.: zit. nach RITZE, H. und FRANZ, G.:
Vergleichende Untersuchungen des Kunst-
stoffes Superacryl
DZZ 1957, H. 16
- FICK; nachzulesen bei EICHNER, K.:
Messungen der Kräfte bei Kauvorgängen
DZZ 1963, H. 17, S. 915
- FISCHER, C.-H. und
ISENBARTH, R.: Struktur und Festigkeit der Schnellpolyme-
risierenden Kunststoffe
DZMK 17, H. 3 u. 4 (1952)
- GERBER, A.: zit. nach KÖRBER, E.:
Untersuchungen über das Kauzentrum und
den Belastungsausgleich bei Prothesen.
DZZ 1961, H. 3, S. 268
- GREEN, Gebrüder: nachzulesen bei UHLIG, H.:
Über die Kaukraft.
Dt. zahnärztl. Zschr. 8 (1958) H. 1, 30
- GYSI, A.: Schw. Monatsschrift f. Zahnheilkunde 1921
- HENKEL, G.: Chemie, Physik und Technologie zahnärzt-
licher Kunststoffe
Johann Ambrosius Barth Verlag (1949)
- HOFMANN: nachzulesen bei EICHNER, K.:
Messungen der Kräfte bei Kauvorgängen.
DZZ 1963, H. 17, S. 915
- HOWELL, A. H.: nachzulesen bei KÖRBER, E.:
Die Belastung des zahnlosen Kiefers durch
Plattenprothesen.
DZZ 19, (1964) H. 8, S. 711

- JANKE, G.: In EICHNER, K.:
Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und
ihre Verarbeitung,
Berlinische Verlagsanstalt GmbH, Berlin-West
1960
- Über die Festigkeit zahnärztlicher Kunst-
stoffe in Abhängigkeit von der Verarbeitung.
Habilitationsschrift Marburg 1956
- Die fehlerfreie Verarbeitung der Acrylat-
kunststoffe durch Anwendung eines neuen
Arbeitsverfahrens
Zahnärztliche Rundschau 1951, 13, 14
- Die Prüfung zahnärztlicher Kunststoffe,
Österr. Zschr. f. Stomatologie 51,
Jg. 1954, H. 10
- Das Gewichts-, Volumen- und Dichteverhält-
nis unvernetzter Kunststoffe bei Austrock-
nung und Wasseraufnahme in Abhängigkeit
von der Verarbeitung.
DZZ 12 (1957) H. 21
- KÖRBER, E.: Untersuchungen beim Kauen mit Oberkiefer-
Totalprothesen
DZZ 1965, H. 3, S. 242
- Untersuchungen über das Kauzentrum und den
Belastungsausgleich bei Prothesen
DZZ 16, 1961, H. 3, S. 268
- Untersuchungen über die Beziehungen von
Kaukraft zur Schleimhautresilienz unter
Prothesen
DZZ 9, H. 6, S. 348
- KONTOROWICZ: Zur Statik der partiellen Prothese
DZZ 1949, H. 3 u. 4
- KRAUL, D.: Vergleichende Untersuchungen über die Paß-
genauigkeit von Prothesenbasen aus Pala-
preß und Paladon nach intermittierender
Druckbelastung
Med. Diss. Marburg 1972
- KULZER & CO: Verarbeitungsanweisung für Paladon
Verarbeitungsanweisung für Palapreß
- MANLY: nachzulesen bei EICHNER, K.:
Messungen der Kaukräfte bei Kauvorgängen.
DZZ 1963, H. 17, S. 915

- MARTINKO, V.: Einige Gedanken zum Problem der Messungen von Kräften bei Kauvorgängen
DZZ 20, 1965, H. 8, S. 910
- MAYER, D.: Volumenschwund und Paßgenauigkeit bei Kunststoffprothesen
DZMK 1955, 22, 228
- PFEIFFER: "Untersuchungen über die Resilienz der durch die Prothese beanspruchten Gewebe ..."
- RINK, G.: Beitrag zum gegenwärtigen Stand der direkten Kunststofffüllungen
ZW 7, Jg. 1957
- Studien über die Polymerisation und die Mängel der heutigen Verarbeitungsweise der Kunststoffe
DZZ 1952, 22
- SCHLAMPP, H.: zit. nach KÖRBER, E.:
Die Belastung des zahnlosen Kiefers durch Plattenprothesen
DZZ 19 (1964) H. 8, S. 711
- SCHMITT, H. K.: Verarbeitung und Indikation der gebräuchlichen Werkstoffe in der Prothetik
Dt. Zahnärzte Kal. 1953
- SCHOLZ, A.: Spannungsoptische Untersuchungen einiger schleimhautgetragener Oberkieferprothesen
Med. Diss. München 1967
- SCHOONOVER: Selbsthärtende Kunststoffe
Faktoren, die ihre chemischen und physikalischen Eigenschaften und ihr klinisches Verhalten beeinflussen
National Bureau of Standards in Washington D. C.
- SCHRÖDER, A. und CASTAGNOLI, L.: Die Autopolymerisate
Verlag Urban und Schwarzenberg, Wien 1951
- SCHRÖDER, A.: Die Eignung der Methacrylate als Prothesenstoffe im Lichte neuer Untersuchungen.
Schw. Monatsschr. f. Zahnheilk. 1953, 10, 11
- Über die Abhängigkeit der Prothesenqualität von den Polymerisationsbedingungen
Schw. Monatsschrift f. Zahnheilk. 1952, 11

- SCHUMACHER, G. H.: Funktionelle Morphologie der Kaumusku-
latur
G. Fischer Jena 1961
- STRACK, R. Für und wider den Kunststoff
DZZ 1950, H. 23
- STROMBERG: Zit. nach KÖRBER, E.: siehe oben
- SCHWICKERATH, H.: Über die Prüfung zahnärztlicher Prothesen-
Werkstoffe und eine geeignete Prüfmaschine.
- UHLIG, H.: Über Eigenschaften und Anwendungsbereiche
Schnellpolymerisierender Kunststoffe
DZZ 1950, H. 23
- Bedeutung und Anwendungsbereiche der Metha-
crylate in der Zahnheilkunde unter besonde-
rer Berücksichtigung ihrer Dauerbiegefestig-
keit im Lichte werkstoffkundlicher und kli-
nischprothetischer Betrachtung
Habilitationsschrift Kiel 1956
zit. nach JANKE, G. 1956
- VOSS, R. und
SCHWICKERATH, H.: Einige klinische und werkstoffkundliche
Gesichtspunkte der Prothesenwiederherstel-
lung
Dtsch. zahnärztl. Z. 18, (1963) 967
- VOSS, R.: Der Einfluß der Elastizität, besonders
der elastischen Nachwirkung der Prothesen-
werkstoffe auf das Verhalten der Prothesen
und des tragenden Gewebes
DZZ 1957, H. 21, S. 1474
- WESTPHAL, W.: Physikalisches Wörterbuch
Springer Verlag, Berlin-Göttingen-Heidel-
berg
- WUSTROW, P.: Prinzipielle Betrachtung zur Bedeutung
der physikalischen Grundlagen für die
Prothetik
Z. Stomat. 21 (1923) 299
- YURKSTAS: nachzulesen bei EICHNER, K.: Messungen der
Kräfte bei Kauvorgängen
DZZ 1963, H. 17, S. 915

Für die Überlassung des Themas sowie für die freundlichen Unterstützungen und wertvollen Anregungen bei der Planung und Durchführung der vorliegenden Arbeit möchte ich meinem verehrten Lehrer, Herrn Prof. Dr. Georg Janke meinen besonderen Dank aussprechen.

Weiterhin möchte ich Herrn Dr. Kappler vom Physikalischen Institut der Philipps-Universität Marburg für die zur Verfügungstellung eines mikroskopischen Meßinstrumentes danken.

Herrn A. Rau, technischer Betriebsleiter und Feinmechaniker-Meister im Institut für Angewandte Physik der Philipps-Universität Marburg danke ich für die Anfertigung und Umänderung einer Kaudruckimitationsmaschine.

Besonderer Dank gilt Frau Gehrke, Zahntechnikermeisterin an der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Philipps-Universität Marburg, für die freundlichen Anregungen und Hilfen.

Herrn Prof. Dr. Schnell danke ich für die Übernahme des Correferats.

Lebenslauf

Am 21. Januar 1943 wurde ich als Sohn des prakt. Arztes Dr. med. Wilfried Stölzner und seiner Ehefrau Irmgard, geb. Brecht, in Altenburg in Thüringen geboren.

1949 wurde ich in Deute, Kreis Fritzlar-Homberg eingeschult. Seit dem Frühjahr 1953 besuchte ich die von Hartung-sche höhere Privatschule in Kassel und absolvierte dort 1965 als Externer vor einem Prüfungsausschuß des Wilhelms Gymnasiums mein Abitur.

Im Frühjahr 1965 wurde ich zur Bundeswehr einberufen. Nach zweijähriger Dienstzeit beendete ich mein Dienstverhältnis.

Zum Sommersemester 1967 nahm ich das Studium der Zahnheilkunde an der Philipps-Universität Marburg /Lahn auf. Die naturwissenschaftliche Vorprüfung absolvierte ich am 17.3.1969, die zahnärztliche Vorprüfung am 18.3.1970. Mein Staatsexamen bestand ich am 1.12.1972. Die Bestallung als Zahnarzt erhielt ich am 11.1.1973.

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren Professoren und Dozenten an der Philipps-Universität Marburg/Lahn:

Amon, Arndt, Aurich, Bernhardt, Bommer, Dimroth, Dölle, Doss, Haan, Hardewig, Hennis, Hering, Heuser, Hart, Hupe, Janke, Karlson, Koch, Koecke, Korb, Kühnel, Lehmann-Grube, Mahr, Mann, Mattes, H.L. Müller, Niemeyer, Nöth, Pantke, Petry, Pfütz, Riecken, Rohen, Rosemann, Salfeld, Schiff, H.F.M. Schmidt, Schnell, Seidel, Siegert, Stuke, Siegel, Vogt, Walcher, Zilliken.

